ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

ESCUELA DE INGENIERÍA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN OXIMETRO DIGITAL

PROYECTO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TITULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y CONTROL

BENAVIDES RAMOS SANTIAGO VLADIMIR

ZAMBRANO MOYA ALFONSO SANTIAGO

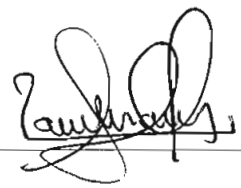
DIRECTOR: DR. LUIS CORRALES

Quito, Octubre 2004

DECLARACIÓN

Nosotros, **Alfonso Santiago Zambrano Moya y Santiago Vladimir Benavides Ramos**, declaramos bajo juramento que el trabajo aquí descrito es de nuestra autoría; que no ha sido previamente presentada para ningún grado o calificación profesional; y, que hemos consultado las referencias bibliográficas que se incluye en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley, Reglamento de Propiedad Intelectual y por la normatividad institucional vigente.

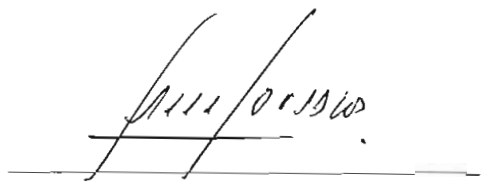


Santiago Zambrano Moya

Santiago Benavides Ramos

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por los señores Santiago Vladimir Benavides Ramos y Alfonso Santiago Zambrano Moya, bajo mi supervisión.



Dr. Luis Corrales

DIRECTOR DE PROYECTO

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo a mis padres y hermanos por haberme brindado su apoyo incondicional en los momentos difíciles.

Santiago Benavides

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres quienes me han apoyado siempre hasta alcanzar y poder hacer realidad una de las metas más importantes de mi vida.

Santiago Zambrano

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres por el esfuerzo realizado, a mis profesores por haberme brindado el conocimiento y en especial al Dr. Luis Corrales por su apoyo para poder culminar con esta este trabajo.

Santiago Benavides

AGRADECIMIENTO

Agradezco a todos mis profesores quienes sembraron sus enseñanzas en el transcurso de mi formación profesional y personal. En especial agradezco a nuestro tutor Dr. Luis Corrales, quien nos guió amablemente en la realización de este proyecto.

Santiago Zambrano

CONTENIDO

CONTENIDO i
RESUMEN iv
PRESENTACIÓN v

CAPITULO 1
CONCEPTOS BÁSICOS DE LA OXIMETRIA DE PULSOS 1

1.1. Introducción 1
1.2. La oxigenacion en la sangre 2
1.2.1 Hipoxia 2
1.2.1.1 Hipoxia de estasis 2
1.2.1.2 Hipoxia anóxica 2
1.2.1.3 Hipoxia aménica 3
1.2.1.4 Hipoxia histotólica. 3
1.2.2 Hipoxemia 3
1.2.3 Hemoglobina 3
1.2.4 Progresos en el monitoreo 4
1.2.4.1 La oximetría de pulsos en el monitoreo 5
1.3 Principios de la medición de oxigeno 5
1.3.1 Sensores electroquímicos 5
1.3.1.1 Electrodo de Clark 5
1.3.1.2 Eléctrodo galbánico 6
1.3.2 Sensores fotoquímicos 6
1.3.2.1 Optodo de PO_2 6
1.3.3 Oximetro 7
1.3.3.1 Espectrofotometría 7
1.3.3.1.1 Física básica de la luz 8
1.3.3.1.2 Espectrofotómetro 8

1.4 Principio de funcionamiento de operación 9
1.5 Historia 10
1.6 Diagrama de bloques constitutivo del aparato 11
1.6.1 Transductor 12
1.6.2 Procesamiento de la señal 12
1.6.3 Adquisición de datos 12
1.6.4 Procesamiento de datos y cálculos 12
1.6.5 Visualización de resultados 13

CAPITULO 2
DISEÑO DE CADA UNA DE LAS ETAPAS CONSTITUTIVAS DEL PROYECTO 14

2.1 El sensor o transductor 14
2.1.1 La señal de salida del sensor 17
2.2 Diseño de la etapa de procesamiento de la señal 18
2.3 Diseño de la etapa de adquisición de datos 23
2.4 Etapa de procesamiento de datos 23
2.5 Visualización de resultados 25

CAPITULO 3
DESARROLLO DE SOFTWARE 26

3.1 Selección del lenguaje de programación del software 26
3.2 Desarrollo de los algoritmos principales 26
3.3 Descripción del programa en lenguaje estructurado 28
3.3.1 Configuración de la unidad de visualización de resultados 28
3.3.2 Declaración de variables 28
3.3.3 Visualización de introducción 29
3.3.4 Configuración de la señal de entrada 29
3.3.5 Decodificación de resultados 29
3.3.6 Visualización de resultados 30

CAPITULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS **32**

4.1 Pruebas de calibración 32

4.2 Pruebas con pacientes 34

4.3 Análisis del costo del proyecto 35

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES **37**

5.1 Conclusiones 37

5.2 Recomendaciones 39

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS **41**

ANEXOS **43**

RESUMEN

En el presente proyecto se diseña y se construye un Oxímetro digital, el cual es un aparato que sirve para medir la saturación de oxígeno arterial de un individuo, y con esa información poder diagnosticar si esa persona posee un nivel normal de oxígeno o si es el caso presenta hipoxia (falta de oxígeno) y necesita que se le administre oxígeno suplementario.

Con el fin de hacer realidad este proyecto se hizo una investigación teórica del principio en el que se basa el aparato que es la Espectrofotometría, también se investigo sobre los diferentes tipos de sensores requeridos para el proyecto, a fin de escoger el de mejor facilidad y manejo, además se estudio y analizo varios oxímetros comerciales con el fin de mejorar los conocimientos sobre el tema.

Se utilizó un circuito de acondicionamiento y amplificación de la señal obtenida del sensor, un microprocesador para la obtención de los resultados, los cuales son mostrados en un diplay de cristal líquido.

Los resultados de las pruebas realizadas demostraron que el hardware y el software diseñados cumplen con la medición de la saturación de oxígeno en la sangre de un individuo, pero no se pudo obtener la misma precisión de los aparatos comerciales debido a varios factores. Con el presente sistema se consiguió una precisión de $\pm$ 1.75 %

PRESENTACIÓN

Un paciente crítico, en sala de emergencias, sala de operaciones, cuidados intensivos y en ambulancias necesita un cuidado extremo (monitoreo), uno de los aparatos mas importantes para la realización del monitoreo es el Oxímetro de pulso por tener respuesta rápida, ser de fácil manejo e interpretación. Este aparato al medir la cantidad de oxígeno en la sangre permite actuar y realizar el tratamiento adecuado en caso de que el paciente presente hipoxia (disminución de oxígeno en la sangre).

El costo elevado de este equipo médico no ha permitido que se encuentre al alcance en la mayoría de clínicas y hospitales y peor aún en las ambulancias en todos los cuales su presencia debería ser obligatoria, motivo por el cual se ha tratado de solucionar este problema desarrollando el diseño de un oxímetro con tecnología propia.

En el primer capítulo se citan varias definiciones de algunos términos y conceptos relacionados con la oximetría de pulsos y el oxígeno en la sangre en general.

El diseño del hardware del sistema, así como los criterios de funcionamiento de cada una de las etapas del mismo, que tienen relación con el software estructurado para el microcontrolador se detallan en el Capítulo 2.

En el Capítulo tres se detalla el diseño del software del sistema implementado en el microcontrolador.

Las pruebas realizadas y los resultados obtenidos después d la implementación física del sistema, se exponen en el Capítulo 4.

Finalmente las conclusiones y recomendaciones a las que se ha llegado después de todo el proceso de desarrollo e implementación se encuentran en el Capítulo 5.

CAPITULO 1

CONCEPTOS BÁSICOS DE LA OXIMETRIA DE PULSOS

CAPITULO 1

CONCEPTOS BÁSICOS DE LA OXIMETRÍA DE PULSOS

1.1. INTRODUCCION

El objetivo de este trabajo es el diseño y construcción de un OXIMETRO DIGITAL. Este dispositivo tendrá por función principal realizar la monitorización de la saturación del oxígeno arterial, es decir permitirá visualizar el porcentaje de oxígeno en la sangre de un individuo. El dispositivo empleará para este propósito una técnica no invasiva, aprovechando que la concentración de oxígeno en la sangre se mide a través de una pequeña porción de tejido, por ejemplo: la punta del dedo, los lóbulos.

Un paciente crítico, en sala de emergencias, sala de operaciones, cuidados intensivos y en ambulancias necesita un cuidado extremo (monitoreo) de sus signos vitales. Uno de los parámetros mas importantes a monitorearse es la adecuada saturación de oxígeno del paciente, de allí la necesidad de contar con una herramienta que posibilita su lectura de un amanera rápida y de fácil manejo e interpretación. Este aparato, es el oxímetro de pulso que al medir la cantidad de oxígeno en la sangre, permite diagnosticar y realizar el tratamiento adecuado en caso de que el paciente presente hipoxia (disminución de oxígeno en la sangre).

La utilización del oxímetro está en ambulancias, clínicas y hospitales, para monitoreo de pacientes en estado preoperatorio y posoperatorio, pacientes en estado crítico, recién nacidos y durante ciertas intervenciones quirúrgicas de ser necesario.

El costo elevado de este equipo médico no ha permitido que se encuentre al alcance en la mayoría de clínicas y hospitales, y peor aún en las ambulancias en las cuales su presencia debería ser obligatoria.

Es por esta razón, que como objetivo social de este proyecto, se trata de encontrar una solución para suplir con tecnología propia esta deficiencia.

Para facilitar la comprensión del principio de diseño que se seguirá, es necesario introducir varios conceptos sobre la relación que existe entre la sangre y el oxígeno. Esto se cubre a continuación:

1.2. LA OXIGENACION EN LA SANGRE

El oxígeno es muy importante en el cuerpo humano debido a que mediante este gas se produce la energía al cuerpo humano.

El fracaso de la respiración tiene como consecuencia el fallo en la producción de energía y la eminente muerte del individuo.

El consumo de oxígeno en un adulto de tamaño mediano asciende a unos 250 ml/min.

1.2.1. HIPOXIA

Es un termino general que designa la falta de oxígeno. Existen diferentes tipos de hipoxia.

1.2.1.1. Hipoxia de estasis

Es la que indica que el flujo sanguíneo esta reducido provocando que la sangre oxigenada no pueda alcanzar todos los puntos del metabolismo.

1.2.1.2. Hipoxia anóxica

Se refiere a la interferencia que ocurre en el intercambio de oxígeno a través de los pulmones o durante los pasos anteriores a la respiración, esto conduce a una oxigenación insuficiente de la Hemoglobina.

1.2.1.3. Hipoxia anémica

Es la que implica reducción de la capacidad de transporte del Oxígeno por la sangre.

1.2.1.4. Hipoxia histotólica

Es cuando las células no pueden utilizar con eficiencia el Oxígeno disponible.

En el presente trabajo se desea detectar mediante el Oxímetro la presencia de la hipoxia anóxica y la anémica, puesto que las otras requieren de otro tipo de diagnóstico.

Según la práctica médica se conoce que un estado de hipoxia se considera por debajo del 90% de la concentración de oxígeno (SaO_2) y para un nivel menor al 85% de la concentración se entra a un estado crítico del paciente.

1.2.2. HIPOXEMIA

Se define como la deficiencia relativa de oxígeno en la sangre, en otras palabras es un estado de oxigenación subnormal de la sangre arterial.

La Hipoxemia puede significar que la tensión arterial de oxígeno esta por debajo de un rango o valor aceptable y no necesariamente que haya hipoxia.

1.2.3. HEMOGLOBINA

La hemoglobina es el principal componente de los eritrocitos (glóbulos rojos) y a ella se debe el color rojo de la sangre. Cada eritrocito contiene 280 millones de

moléculas de hemoglobina y cada molécula de hemoglobina pesa 64 500 veces más que un átomo de hidrógeno, estando constituidas por más de 10 000 átomos de hidrógeno, carbono, nitrógeno, oxígeno y azufre. Además, cada molécula de hemoglobina contiene cuatro átomos de hierro, principal factor para transportar oxígeno.

Sin la hemoglobina los organismos grandes no pueden aportar suficiente oxígeno a sus tejidos ni transportar anhídrido carbónico desde los tejidos hasta los pulmones.

Existen dos tipos de hemoglobina, la hemoglobina oxigenada (HbO2) , que confiere a la sangre un color escarlata, y la hemoglobina reducida (Hb) o hemoglobina sin oxígeno que le confiere un color púrpura.

1.2.4. PROGRESOS EN EL MONITOREO

En los últimos 50 años se han creado técnicas analíticas para medir el oxígeno en la sangre en la fase gaseosa, y así valorar la adecuación de la oxigenación y la ventilación. En los últimos 10 años estos principios cuantitativos se aplicaron a aparatos de monitoreo con penetración corporal y sin ella, para lograr una valoración en tiempo real del aparato cardiopulmonar. Se cuenta con un número grande de monitores respiratorios, al grado que el clínico puede usar uno o más según sea la gravedad del paciente.

Es importante evaluar la utilidad del uso del aparato (beneficio en comparación con el costo), y también si existen riesgos en su aplicación.

Hoy en día y en lo futuro se podrá contar con más técnicas de monitoreo, aunque con costos cada vez mayores.

Para aprovechar las ideas y experiencias de tales aparatos es importante conocer las bases de su uso y aplicarlas juiciosamente para lograr un diseño seguro y confiable.

1.2.4.1. LA OXIMETRÍA DE PULSOS EN EL MONITOREO

La utilización del oxímetro de pulsos permite el monitoreo continuo de la saturación de oxígeno arterial a contribuido enormemente a la seguridad de la anestesia al permitir la identificación y la corrección tempranas de episodios de hipoxemia y hiperoxemia..

No debe sorprender que la oximetría de pulsos constituye el mejor método para el monitoreo con que cuenta el personal médico para detección temprana de la hipoxemia inminente. El uso práctico del oxímetro de pulso a constituido uno de los factores más importantes para disminuir la morvilidad y la mortalidad de los pacientes a quienes se practica cirugías complejas y de urgencia, y en niños a quienes se practica cirugía por cardiopatías congénitas.

A continuación se revisa los principios físicos en que se basan tales equipos de medición y expone las técnicas invasivas y no invasivas (oxímetro de pulso) para evaluar la oxigenación y ventilación.

1.3. PRINCIPIOS DE LA MEDICIÓN DE OXIGENO

El oxígeno se mide por reacciones electroquímicas, reacciones fotoquímicas y en el caso de la saturación de hemoglobina, por espectrofotometría por absorción y reflectancia.

1.3.1. SENSORES ELECTROQUÍMICOS

1.3.1.1. Electrodo de Clark

El primer método cuantitativo para medir la tensión de oxígeno en seres humanos (PO2) se basó en el electrodo polarográfico de Clark.

La reacción electroquímica siguiente se produce en el cátodo.

$$O2 + 2\ H2O + 4e \rightarrow 4\ OH$$

El circuito está constituido por un cátodo de platino, un ánodo de plata, una fuente de voltaje y un aparato que mide la corriente. El ánodo y el cátodo se colocan en una solución de electrolitos en el cual se produce la reacción.

Conforme se consume oxígeno, también se consume una corriente proporcional de electrones. El electrodo electroquímico de Clark ha sido la base de medición de PO2 en medicina y en la industria durante 40 años. Se han hecho intentos para miniaturizar dicho dispositivo y así poder aplicarlo en el interior de vasos y hacer una medición continua de la PO2. La medición intraváscular mencionada con dicho electrodo no ha tenido buenos resultados como técnica en clínicas y hospitales, por las dificultades con su tamaño, la formación de trombos y el arrastre.

1.3.1.2. Electrodo galvánico

El Electrodo galvánico se basa en un principio similar al de Clark, excepto que la celda galvánica produce por dentro el voltaje para la reducción del cátodo. En otras palabras, a medida que entra oxígeno en la celda a través de una membrana de plástico, se inicia la producción de electrones en al ánodo. Esta reacción es irreversible, de modo que la duración del electrodo depende de la concentración de oxígeno y del tiempo de exposición de ésta.

1.3.2. SENSORES FOTOQUÍMICOS

1.3.2.1. Optodo de PO_2

De la misma forma que los electrodos cuantifican la concentración de la sustancia por medir, con base en los cambios electroquímicos (voltaje o corriente), los optodos cuantifican concentraciones con base en las reacciones fotoquímicas (luminiscencia o fluorecencia). Los dos componentes básicos de un sensor fotoquímico son las fibras ópticas que trasmiten luz con gran eficiencia y los colorantes fotoquímicos específicos. Cuando los fotones inciden en una sustancia, puede transmitirse la luz, reflejarse, absorberse y reemitirse.

Las sustancias que remiten la luz absorbida reciben el nombre de fluorecentes, fosforecentes o luminicentes, según las propiedades fotoquímicas del colorante utilizado. Cuando un colorante luminicente absorbe la energía de un fotón, los electrones del colorante se elevan a una órbita energética mayor. Después de una pequeña diferencia cronológica, el fotón lumínico es emitido de nuevo conforme el electrón vuelve a su estado basal.

En algunos colorantes, la energía reemitida puede ser absorbida por moléculas de oxígeno que aplacan la intensidad de la señal luminiscente. La intensidad de la señal mencionada disminuye con fidelidad conforme aumenta la concentración de oxígeno, y de esta manera podemos establecer la medición del oxígeno.

1.3.3. EL OXIMETRO

El oxímetro es un equipo que utiliza el principio de la espectofotometría para medir la saturación de oxígeno arterial. Este principio es explicado a continuación:

1.3.3.1. Espectrofotometría

El método más moderno para determinar el contenido de hemoglobina y el porcentaje de oxígeno en la sangre es el de la espectrofotometría, cuyo conocimiento depende de lo que se sepa sobre la física básica de la luz.

1.3.3.1.1. Física básica de la luz

La luz es energía electromagnética; como tal, posee una longitud de onda y una frecuencia, magnitudes que unen relación fija entre sí. La luz consiste en paquetes de energía que se conocen como cuantos. Así, la intensidad de un haz de luz esta en función de la cantidad de cuantos que se genera por segundo. Los átomos de toda molécula se hallan constantemente en vibración y estas vibraciones son similares a las que generan las ondas luminosas. En general, la luz tiende a observarse al llegar a una sustancia cuando su frecuencia luminosa coincide con la vibración de los átomos de esa sustancia.

Las características vibratorias de una determinada molécula puede representarse como un espectro, o sea un gráfico de la absorción de energía electromagnética por la molécula a diversas longitudes de onda.

1.3.3.1.2. Espectrofotómetro

Se refiere aquí a un equipo que genera una luz de intensidad conocida que penetra en el tejido y mide la intensidad de la luz que sale. Si la fuente luminosa tiene una longitud de onda acorde con las frecuencias vibratorias de ciertas moléculas que hay en la solución, se puede llegar a medir la concentración de esas moléculas.

La ciencia de la espectrofotometría se basa en la medición de la absorción de la luz para determinar la concentración de diversos solutos en soluciones límpidas.

La molécula de hemoglobina como se menciono antes existe en diversas formas. Cada una de estas formas tiene su propio espectro luminoso. El espectrofotómetro cuyas longitudes de onda son específicas para el espectro de la oxihemoglobina se llama oxímetro. Por lo tanto, el oxímetro sirve para determinar la concentración de oxihemoglobina en la sangre.

Se escogió para el presente proyecto la medición de oxígeno por este último método debido a que es un procedimiento no invasivo, de respuesta rápida, es el más moderno y es el más utilizado en el mercado de su aplicación.

En el presente trabajo se propone por lo tanto, aplicar los principios siguientes:

1.4. PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO OPERACIÓN

El equipo diseñado tendrá como objetivo determinar la saturación de oxígeno arterial del paciente midiendo la absorción de longitudes de onda lumínicas seleccionadas. La idea que se quiere probar es que la luz generada en el sensor pase a través del tejido y sea convertida en una señal electrónica por un fotodetector (una parte de la luz será absorbida por el tejido); es decir se basa en la espectofotometría. La señal electrónica acondicionada y amplificada será la que proporcione los datos para convertirlos en valor de concentración de oxígeno (SPaO2). Una pantalla de cristal líquido presentará los datos requeridos por el médico del paciente.

El funcionamiento del oxímetro se basa en que la HEMOGLOBINA existe en dos formas principales en la sangre: oxigenada (HbO2) y la reducida (Hb).

La saturación de oxígeno arterial (SaO2) se define como la relación entre la hemoglobina oxigenada (HbO2) y la hemoglobina total (Hb + HbO2+otras).

La hemoglobina oxigenada (HbO2) y la hemoglobina reducida (Hb) presentan características de absorción de la luz roja y de la luz infraroja claramente diferentes. Este es el principio que se quiere aprovechar.

1.5. HISTORIA

En 1860, el invento del espectroscopio por Robert Wilhelm Eberhard Bunsen (1811-1899) permitió por primera vez analizar la composición de la luz en longitudes de onda, pero no fue hasta el año 1930, en que la foto-célula de selenio pudo utilizarse en la práctica, que el espectro fue usado para el análisis cuantitativo de la saturación de oxígeno.

La reacción del oxígeno con la hemoglobina aumenta enormemente la transmisión de la luz roja a través de soluciones conteniendo hemoglobina y por tanto, de la sangre, mientras que a nivel del infrarrojo el efecto del oxígeno es opuesto, es decir, hace la sangre más opaca. Con las otras longitudes de onda no hay cambios en la absorción de la luz.

El análisis espectrofotométrico de la saturación de O2 en tejidos fue introducido por Nicolai en 1932. Sus estudios sobre el espectro tisular anticiparon y ayudaron al desarrollo de los métodos de detección del O2 en cubetas con sangre y a nivel de la oreja, de la piel y de los dedos.

También en los años treinta, Heilmeyer usó la espectrofotometría para determinar la saturación de la hemoglobina. Este método para medir la concentración de oxihemoglobina, conocido como oximetría, está basado en la ley de Beer.

En 1935, Matthes construyó el primer aparato capaz de medir en forma continua la saturación de oxígeno en sangre humana. El utilizó dos longitudes de onda : una que era sensible a los cambios de oxigenación y otra que no lo era.

La segunda longitud de onda, en el rango del infra-rojo, fue usada para compensar los cambios en los tejidos más espesos, en el contenido de hemoglobina y en la intensidad de la luz.

A comienzo de los años 40, Glen Millikan acuñó el término "***oxímetro***" para designar su invento destinado a medir la saturación de la hemoglobina en pilotos volando a gran altura.

En el curso de los años 70, Hewlett-Packard comercializó el primer oxímetro auricular que se autocalibraba.

Este oxímetro se convirtió rápidamente en un standard clínico y en una herramienta de laboratorio en medicina pulmonar.

Un hito importante en el desarrollo de la tecnología del oxímetro de pulso tuvo lugar, en 1975, en Tokio, cuando los ingenieros de la Minolta Corporation descubrieron que la saturación de la hemoglobina podía medirse analizando la absorción pulsátil de la luz.

Al final de los 70, Scott Wilber en Boulder, Colorado, desarrolló el primer oxímetro de pulso que fue aceptado clínicamente.

Las limitaciones de la oximetría de pulsos así como las posibles modalidades futuras de los oxímetros se detallan en el Anexo A

1.6. DIAGRAMA DE BLOQUES CONSTITUTIVO DEL APARATO

El esquema en diagrama de bloques del aparato que se pretende poner a prueba, se representa a continuación en la Figura 1.1:

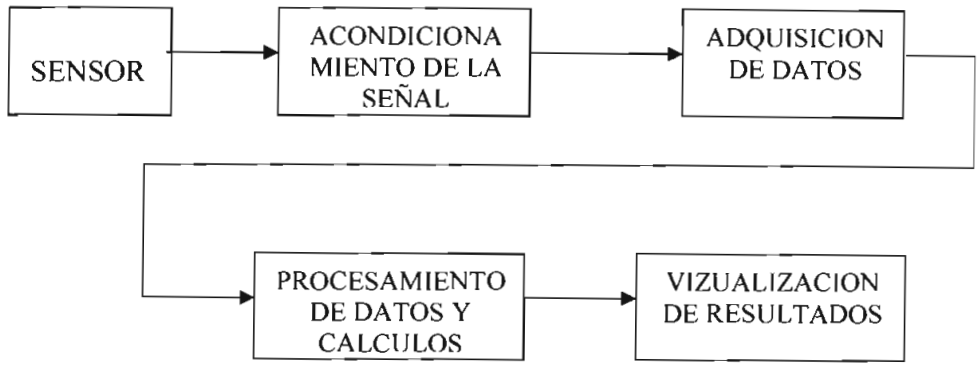


Figura 1.1 ***Diagrama de bloques constitutivo del aparato***

1.6.1. TRANSDUCTOR

Este se encargará de convertir la cantidad de luz receptada por el fotodetector a una señal electrónica.

1.6.2. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL

Se encargará de amplificar y acondicionar la señal obtenida desde el transductor para obtener una señal a la salida de esta etapa que mejor se ajuste al voltaje de entrada aceptado por el microprocesador, que sigue a continuación.

1.6.3. ADQUISICIÓN DE DATOS

Se refiere a la programación que se hará en el microprocesador para adquirir los datos de las señales analógicas normalizadas provenientes de la etapa anterior.

1.6.4. PROCESAMIENTO DE DATOS Y CÁLCULOS

Se refiere a los algorítmos de las operaciones matemáticas y cálculos necesarios que se desarrollaran para la obtención de los resultados de interés para el médico.

1.6.5. VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS

En esta etapa se manejará una pantalla de cristal líquido para mostrar los valores y mensajes requeridos por el profesional que use el aparato.

CAPITULO 2

DISEÑO DE CADA UNA DE LAS ETAPAS CONSTITUTIVAS DEL PROYECTO

CAPITULO 2

DISEÑO DE CADA UNA DE LAS ETAPAS CONSTITUTIVAS DEL PROYECTO

En este capítulo se pretende desarrollar cada una de las etapas señaladas en el capítulo anterior, y validar dicha propuesta.

El esquema en diagrama de bloques del aparato se muestra en la Figura 2.1 siguiente:

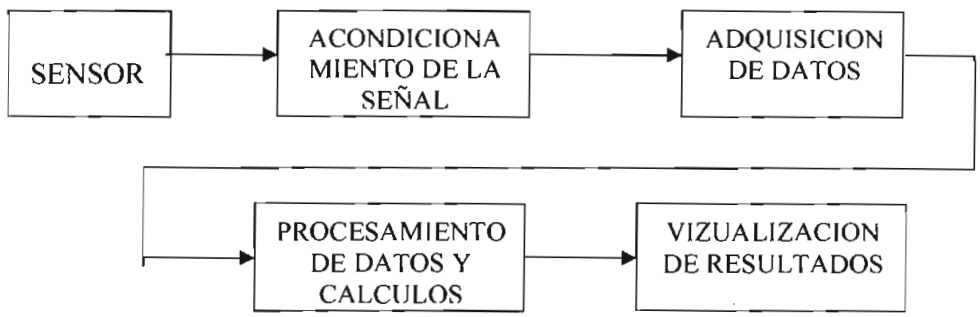


Figura 2.1 ***Diagrama de bloques constitutivo del aparato***

2.1. EL SENSOR O TRANSDUCTOR

Se seleccionó el sensor tipo Sp02 Finger Sensor de la casa de equipos médicos EPIC MEDICAL, por su facilidad para ser colocado al paciente. Basta con abrirlo e insertarlo en uno de los dedos del paciente para empezar a medir la concentración de oxígeno.

Este sensor funciona sobre la base de iluminar con una luz roja e infrarroja una porción pequeña de tejido como pude ser el dedo de un paciente para poder determinar la saturación de oxígeno arterial del mismo. Para esto mide la

absorción de longitudes de onda lumínicas seleccionadas como es el caso de la luz roja (630 a 660 nm) y luz infrarroja (800 a 940 nm), para así, en forma indirecta medir las concentraciones de la oxihemoglobina y la hemoglobina reducida.

La luz generada en el sensor pasa a través del tejido que absorbe una parte de la misma. El resto de energía es devuelto hacia el sensor y este la convierte en una señal electrónica por medio de un fotodetector. Por ser una señal muy pequeña la que entrega el fotodiodo, se requiere de una etapa de acondicionamiento que se diseña en el siguiente acápite.

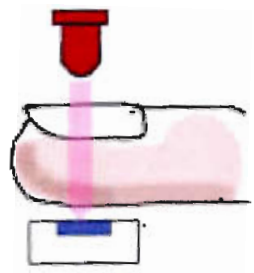


Figura 2.2 ***Esquematización de funcionamiento y del sensor***

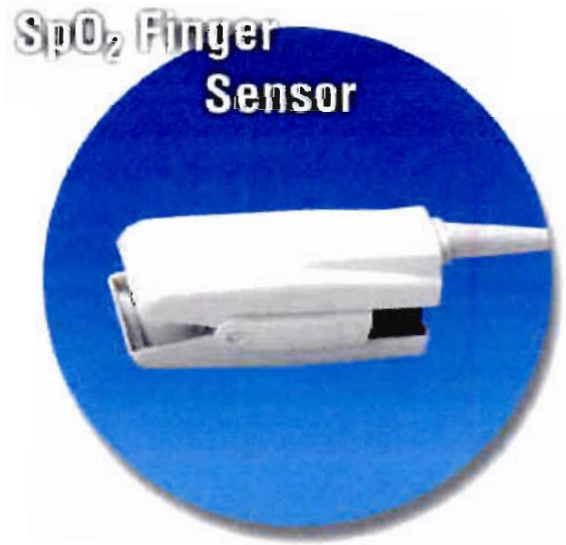


Figura 2.3 ***Gráfico del sensor utilizado***

El sensor tiene como características principales las siguientes:

- Rango de temperatura de trabajo: 10 a 40 °c operando
  -40 a 70 °c sin operar

- Sitio de aplicación: dedo de la mano, dedo del pie

- Humedad relativa: 10% a 10 °c
  100 % a 40 °c

- No se puede usar en una sala de obtención de imágenes por resonancia magnética

- Tamaño del paciente: >30 Kg

- Reusable

- Longitud del cable: 1.16 m

- Precisión: Se han realizado pruebas clínicas con sensores EPIC conectados a oxímetros comerciales compatibles, comparándolas con muestras de sangre arterial analizadas en laboratorio. Los resultados obtenidos indican una precisión comprendida en el orden de 70-100%

- Voltaje de operación: 1.8 Vdc

Este transductor posee un conector tipo DB9 cuyos terminales se usan de acuerdo al orden que se muestra a continuación:

1. GND
2. GND
3. Polarización del led (+)
4. No existe

5. Salida (+)
6. GND
7. Polarización del Infrarrojo +
8. No existe
9. Salida (-)

2.1.1. LA SEÑAL DE SALIDA DEL SENSOR

A continuación se muestra en la Figura 2.4 la forma de la señal de salida del sensor cuando el mismo se encuentra cerrado; es decir, sin ingreso de tejido.

Se puede observar que el sensor entrega un voltaje continuo de aproximadamente 200 mV cuando el mismo se encuentra cerrado.

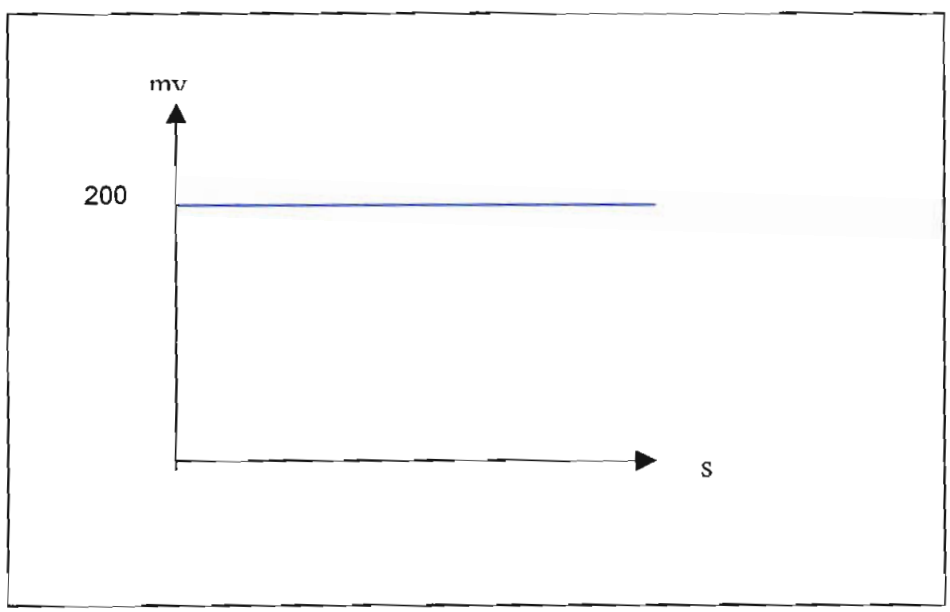


Figura 2.4 ***Señal del sensor en reposo***

La señal del sensor cuando este se encuentra en funcionamiento; esto es, cuando se ha introducido el dedo de un individuo en su interior, se presenta a continuación en la Figura 2.5.

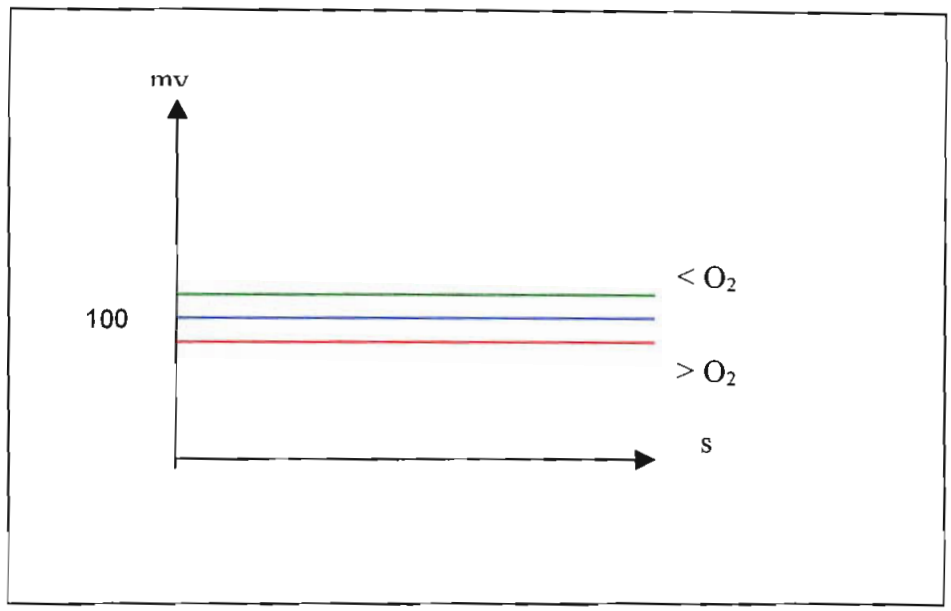


Figura 2.5 ***Señal de salida del sensor cuando está en uso***

Se observa que el sensor entrega un voltaje continuo de aproximadamente 100 mV cuando el mismo se encuentra en funcionamiento y se ha introducido el dedo de un individuo en su interior, suponiendo a dicho individuo con una saturación de oxígeno normal, es decir, sin problemas de hipoxia. Resultando, un incremento de voltaje a la falta de oxígeno y una disminución del mismo a mayor porcentaje de oxígeno, como se puede observar en la figura 2.5 respectivamente.

2.2. DISEÑO DE LA ETAPA DE PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

La señal que proviene del sensor está en el rango de los 200 mV y es muy sensible a cualquier tipo de ruido incluso al de la fuente. Se utilizó un amplificador de alta eficiencia específico para un fotodiodo, al cual va directamente la señal del sensor, pues la corriente que entrega el fotodiodo es muy pequeña y es necesario poder amplificarla. El cual se ilustra a continuación en la figura 2.6

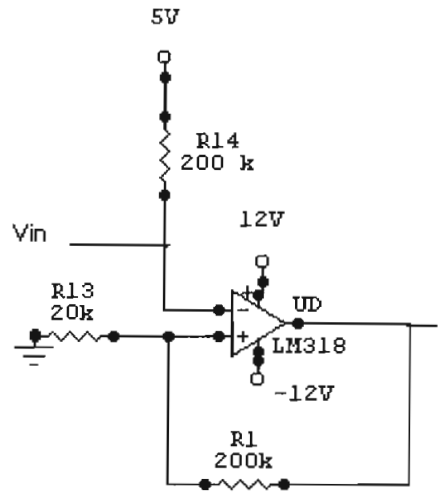


Figura. 2.6 ***Esquema del amplificador para el fotodiodo***

Se uso en este caso el integrado LM 318, debido a que tiene una excelente ganacia, es más inmune al ruido que otros operacionales y su respuesta de frecuencia de frecuencia es mejor.

Para evitar el problema del ruido se diseñó un filtro de primer orden pasa bajos, al cual va la señal obtenida del primer amplificador, tal como se muestra en la Figura 2.7 que se muestra a continuación:

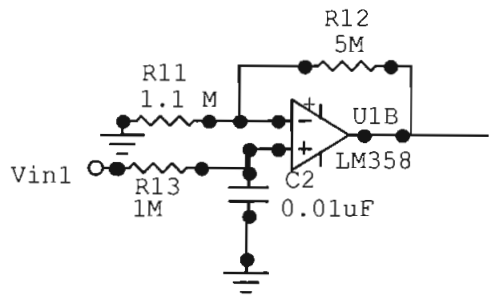


Figura. 2.7 ***Esquema del filtro pasa bajos utilizado***

Este filtro pasa bajos fue diseñado para una frecuencia de corte de 16 Hz, pues esta es la máxima frecuencia que se obtuvo de varias pruebas realizadas en el laboratorio y esta es la frecuencia a la que trabaja el sensor según catálogos e

información obtenida. Este filtro ayuda a eliminar el ruido y disturbios de señal que acompaña a aquella entregada por el sensor que, como ya se dijo, es de tipo continua.

Los cálculos de los valores de resistencias y capacitores se detallan a continuación:

Para una frecuencia = 16 HZ

$$2\pi f = \frac{1}{RC}$$

$$100.5312 = \frac{1}{RC}$$

Para C = 0.01 uF

R = 1 M

$$A = \frac{Rf1}{Ra} + 1$$

Para $A = 5$

$$5 = \frac{RF}{RA} + 1$$

$$4 = \frac{RF}{RA}$$ Ecuación 2.1

$$RA \coprod RF = R$$
$$RA \coprod RF = 1M$$

$$(RA + RF)1M = RA * RF$$ Ecuación 2.2

Reemplazando la ecuación 2.1 en la ecuación 2.2 se tiene:

$RA = 1.1M$
$RF = 10M$

Con los valores normalizados recalculando se obtiene una f = 15.9 HZ

La ganancia del amplificador es de 5, la misma que fue seleccionada de acuerdo a la señal de salida del sensor y a los requerimientos de la siguiente etapa que requiere un voltaje que varíe de 0 a 5 V. Para esta etapa se seleccionó el amplificador operacional LM 358, cuyas características se adjunta en al Anexo B.

Después de esta etapa se diseñó otras etapas adicionales cuyo objetivo es lograr obtener una señal que mejor se ajuste a la entrada del conversor análogo-digital del microprocesador, cuyo valor es de 0 a 5 V.

El circuito que finalmente resultó ser el más apropiado luego de numerosas pruebas en el laboratorio se muestra a continuación en la Figura 2.8:

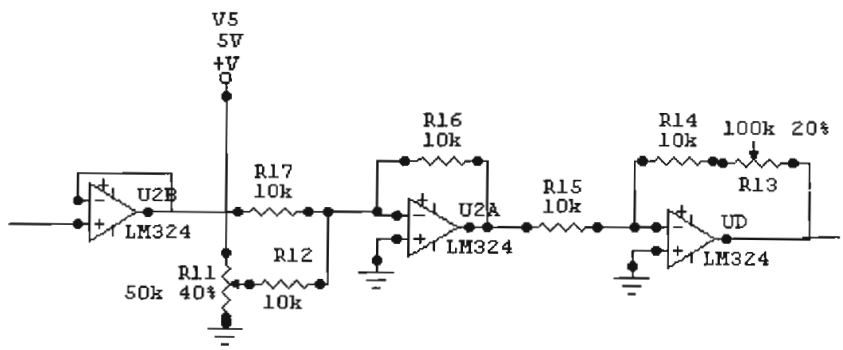


Figura 2.8 ***Esquema del circuito amplificador***

Los cálculos del amplificador de esta etapa son:

$$Vo = -\frac{RF}{RA}Vin$$

$$A = -\frac{RF}{RA}$$

Como el Vin es variable según la medición del sensor la ganancia tiene que ser variable, para lo cuál se coloco un potenciómetro de 50K con el que se obtiene una ganancia máxima y una mínima que son:

Para RF = 110K

$$A = -\frac{60K}{10K} = -6$$

Para RF = 10K

$$A = -\frac{10K}{10K} = -1$$

Para esta etapa se utiliza el integrado LM 324, cuyas características se adjunta en al Anexo B, el mismo que posee 4 amplificadores en un solo chip. El primero es usado como seguidor para desacoplar la etapa siguiente del primer amplificador. El segundo es un sumador requerido para subir la referencia a un valor adecuado para, mediante el tercer amplificador, ajustar la señal de salida a valores que varían desde 0 a 5 V.

La señal generada a la salida del sensor es de aproximadamente 200 mV, a la entrada del conversor AD PIC 16F876A se requiere una señal de 0 a 5 V, entonces se ajusto la ganancia total de todas las etapas a una ganancia de 25. EL capacitor C2, de 0.01 uF se colocó cerca del filtro, entre Vcc y tierra, como desacoplamiento.

El circuito completo de las etapas de amplificación, acondicionamiento y filtrado se muestra a continuación en la Figura 2.9:

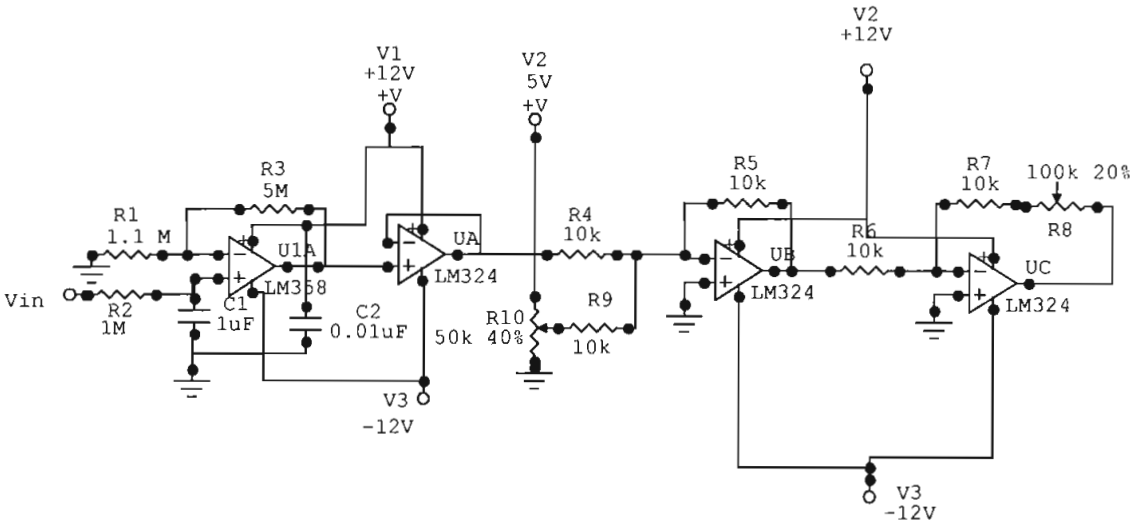


Figura. 2.9 ***Esquema de todo el circuito amplificador y acondicionador***

Todos los valores de resistencias y capacitores que se detallan en el circuito de la Figura 2.6, fueron implementados mediante un previo estudio y análisis teórico y evaluado también mediante varias etapas de práctica y laboratorio, para así haber podido obtener los valores que más convengan para el mejor funcionamiento del proyecto.

2.3. DISEÑO DE LA ETAPA DE ADQUISICIÓN DE DATOS

Se refiere en realidad a la programación que se hará en el microprocesador para adquirir los datos de las señales analógicas normalizadas provenientes de la etapa anterior. El desarrollo del software que realiza esta tarea se detalla en el Capitulo 3.

2.4. ETAPA DE PROCESAMIENTO DE DATOS

Nuevamente, se refiere al los algoritmos que se desarrollaron en el PIC para realizar las operaciones matemáticas, cálculos y tablas necesarios que conduzcan a la obtención de resultados coherentes y con la mayor exactitud posible.

Aquí se hace una descripción de las consideraciones que se tomaron en cuenta para seleccionar el PIC apropiado.

El microprocesador utilizado para esta aplicación es un PIC de gama media de la serie 16F876A. Se selecciono este tipo de PIC debido a que el número d puertos era suficiente para nuestra aplicación y la memoria RAM de este es de 8 K , lo cual era lo que se necesitaba para el programa. Condición que no satisfacían los PIC de gama baja y los PIC de las versiones 16F870, 16F873, en cambio los PIC de gama alta poseían demasiadas entradas o salidas que hubieran quedado desperdiciadas sin utilización.

Las conexiones y hardware del mismo se muestra a continuación en la Figura 2.10.

Figura 2.10 ***Esquema de conexines del PIC y del Display utilizados***

Las especificaciones y pines del microcontrolador se detallan en el Anexo B.

2.5. VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS

Esta es la etapa del sistema en la cual se visualiza los resultados en una pantalla de cristal líquido de una matriz de 2x16 caracteres modelo PWB50968. Este display fue escogido para esta aplicación por el hecho de que no se requería desplegar un número grande de caracteres para mostrar los resultados.

CAPITULO 3

DESARROLLO DE SOFTWARE

CAPITULO 3

DESARROLLO DE SOFTWARE

3.1. SELECCIÓN DEL LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN DEL SOFTWARE

Para la programación se utilizó el lenguaje PIC BASIC PRO COMPILER, que se utilizó debido a su versatilidad y reducción de líneas de programa en comparación con otros; además, contiene subrutinas ya desarrolladas que ayudan y facilitan su ejecución.

También esté paquete contiene un manual completo de instrucciones que es una herramienta que facilita el desarrollo de la programación. Es una plataforma de desarrollo que por medio de una instrucción puede realizar subrutinas en lenguajes ensambladores como por ejemplo el MPLAB.

3.2. DESARROLLO DE LOS ALGORITMOS PRINCIPALES

El algoritmo tiene como finalidad principal realizar las tareas siguientes:
Convierte la señal que entrega el sensor y su circuito de acondicionamiento a una señal digital con una resolución de 10 bits. Luego procede a comparar los valores digitalizados con la tabla desarrollada para este objeto y finalmente muestra los resultados en el LCD de una forma fácilmente legible para el operador.

El diagrama de flujo del programa se presenta en la Figura 3.1 a continuación:

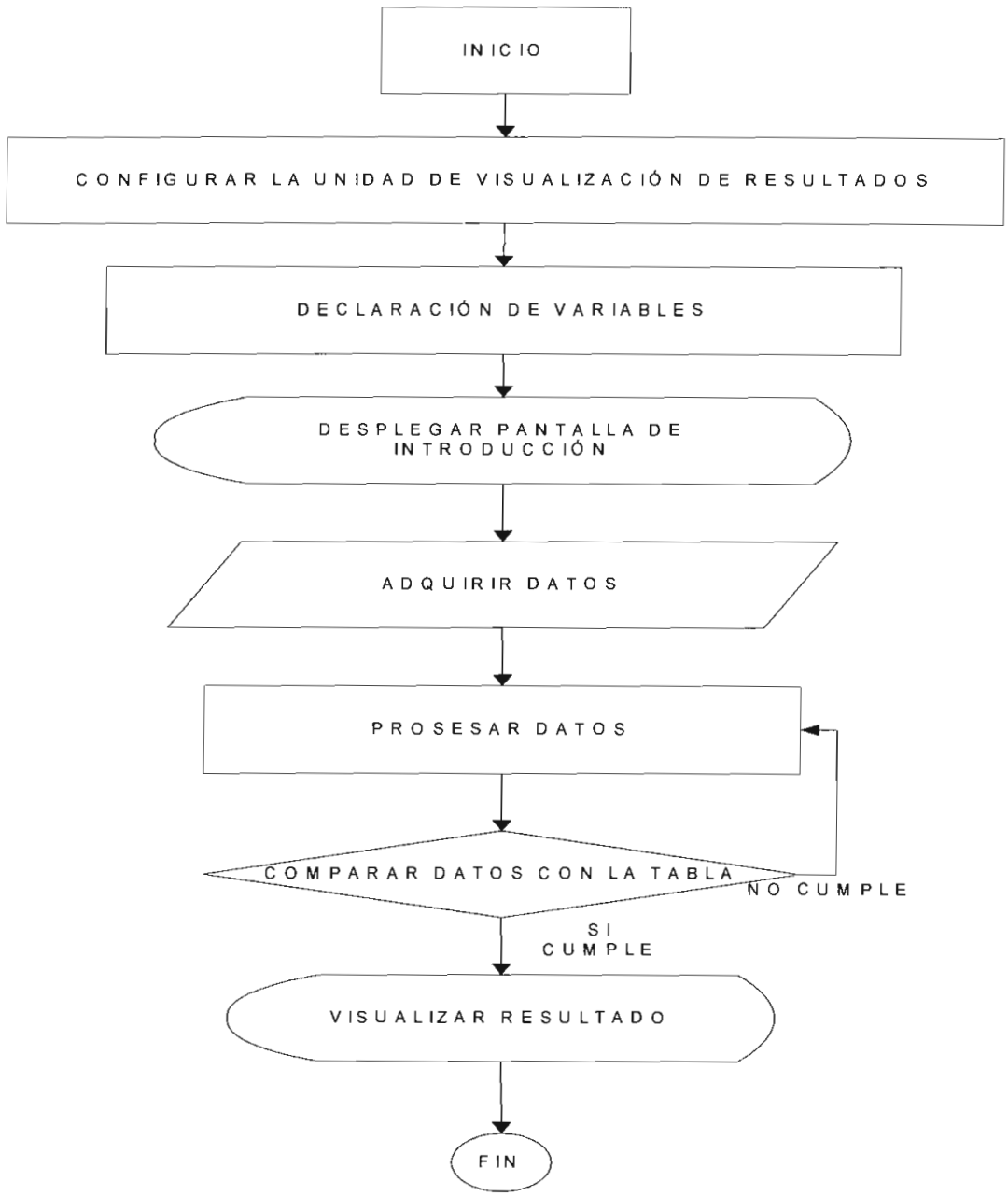


Figura 3.1 ***Diagrama de flujo del programa***

3.3. DESCRIPCIÓN DEL PROGRAMA EN LENGUAJE ESTRUCTURADO

La estructura de las tareas del programa se describen a continuación en lenguaje estructurado.

3.3.1. CONFIGURACIÓN DE LA UNIDAD DE VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS

Se selecciona el puerto al cuál va a estar conectado el LCD y los pines del mismo que manejarán los comandos del display .

Configuración de la unidad de visualización

Designación del registro de salidas para el bus de datos
Designación del bit que maneja la escritura en el LCD
Designación del bit de instrucciones
Designación del bit de habilitación del LCD

Fin de tarea

3.3.2. DECLARACIÓN DE VARIABLES

Se define las variables que se utilizarán en el desarrollo del programa.

Declaración de variables.

Definición de la variable de comparación con tabla de valores y el porcentaje de oxígeno en la sangre

Fin de tarea

3.3.3. VISUALIZACIÓN DE INTRODUCCIÓN

Se efectúan las operaciones necesarias para la presentación de los títulos en el LCD.

Visualización de introducción

Borrar el LCD
Poner comentarios en la primera fila del LCD
Cambiarse a la segunda fila del LCD
Poner comentarios en la segunda fila
Dar un retardo adecuado

Fin de tarea

3.3.4. CONFIGURACIÓN DE LA SEÑAL DE ENTRADA

Se realizan las instrucciones necesarias para la conversión de la señal analógica a digital.

Configuración de la señal de entrada

Definición de que tipo de conversor se va a utilizar
Asignación del bit por donde va a realizarse la entrada
Definición del modo de almacenamiento de los datos del conversor A/D
Definición del tiempo de conversión
Chequeo del estado de la bandera de conversión
Almacenamiento de los valores de conversión en variables.

Fin de tarea

3.3.5. DECODIFICACIÓN DE RESULTADOS

Se efectúan las comparaciones de la señal digitalizada con la tabla de valores para obtener el dato que va a visualizar en el LCD.

Decodificación de resultados

Determinar el valor de la variable

Realización de la comparación de la variable con los rangos predeterminados

Determinar en que rango se encuentra la variable

Fin de tarea

3.3.6. VISUALIZACIÓN DE RESULTADOS

Se ejecutan las instrucciones necesarias para el despliegue de los resultados en el LCD.

Visualización de resultados

Borrar el LCD

Ubicarse en la segunda fila del LCD

Desplegar el valor de la variable

Comparar si la variable se encuentra en un rango de valor crítico

Poner un mensaje en la primera fila de alerta

Mostrar un mensaje de alerta.

Fin de la tarea

El software desarrollado tiene incorporado una alarma para el caso de medir valores que para los médicos son críticos y requieren de acción inmediata.

Los valores de la Tabla 4.1 de comparación de datos han sido tabulados y calibrados de tal forma que en el display se muestren los valores reales de la medición de la saturación de oxígeno en una persona.

Los valores en los cuales se despliega un mensaje de alarma son menores al 90 %, siendo valores críticos los menores al 80 %, casos en los cuales se necesita un suplemento de oxígeno inmediato.

CAPITULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

CAPITULO 4

PRUEBAS Y RESULTADOS

En este capítulo se describen las pruebas que se diseñaron y ejecutaron para comprobar el buen comportamiento del dispositivo aquí construido.

4.1. PRUEBAS DE COMPARACIÓN CON UN OXIMETRO COMERCIAL

Como es lógico, la primera prueba que se hizo fue comparar el Oxímetro con uno comercial para poder verificar los resultados y encontrar posibles diferencias.

Para la calibración se realizó una tabla de valores tomando como referencia el Oxímetro Comercial de marca SIMS Medical Systems, la misma que es mostrada a continuación en la Tabla 4.1.

Oxímetro Comercial % de SpO_2	**Voltaje V**	**% de Oxígeno Mostrado en el Display**
60	3.08	60
61	3.03	61
62	2.98	62
63	2.93	63
64	2.89	64
65	3.85	65
66	3.80	66
67	3.75	67
68	2.69	68
69	2.64	69
70	2.59	70

71	2.54	71
72	2.44	72
73	2.36	73
74	2.25	74
75	2.15	75
76	2.05	76
77	1.96	77
78	1.85	78
79	1.76	79
80	1.66	80
81	1.56	81
82	1.45	82
83	1.35	83
84	1.26	84
85	1.16	85
86	1.07	86
87	0.97	87
88	0.87	88
89	0.78	89
90	0.68	90
91	0.58	91
92	0.51	92
93	0.45	93
94	0.39	94
95	0.34	95
96	0.28	96
97	0.22	97
98	0.17	98
99	0.12	99
100	0.06	100

Tabla 4.1 ***Datos de las pruebas de calibración***

Las pruebas de calibración están tomadas a partir de un 60 % de la saturación de oxígeno, debido a que para valores inferiores no se pueden dar en la práctica, pues un individuo que presente una hipoxia severa llegará a presentar cianosis (color morado en labios y rostro) y prácticamente estaría al borde de la muerte, el cuál sería un caso extremo.

4.2. PRUEBAS CON PACIENTES

Luego de calibrado el equipo mediante la prueba anterior se procedió a realizar mediciones con pacientes.

Las pruebas realizadas fueron tomadas a cinco individuos de salud normal, es decir sin problemas de falta de oxígeno. Primero la medición fue hecha con el oxímetro comercial y enseguida con el diseñado. A continuación se esos datos en la tabla 4.2.

Número de personas en las que realizó la prueba	Oxímetro Comecial en estado normal	Oxímetro Comercial con oxígeno suplementario	Oxímetro diseñado en estado normal	Oxímetro diseñado con oxígeno suplementario
1	95	99	95	98
2	95	98	96	96
3	96	99	95	97
4	95	98	95	98
5	94	98	95	97

Tabla 4.2 ***Datos de las pruebas con pacientes***

Del análisis de las pruebas se puede acotar que el Oxímetro diseñado tiene un error en comparación con las mediciones hechas con el comercial. En el estado

normal de un individuo se tiene un error promedio de 0.63 %, mientras que cuando una persona recibe oxígeno, el error promedio es de 1.75 %.

Hay que mencionar que el error en cada caso es independiente de los otros; puede ser mayor, menor o incluso no existir pues esto depende de varios factores externos que no se pueden controlar, como son los latidos del corazón del individuo, que, si se encuentra nervioso o con miedo, serán más rápidos, su pulso se acelera y también su nivel de oxígeno.

También puede afectar el ritmo de la respiración de la persona que se está midiendo, pues esta puede ser más frecuente o más seguida y afectar los resultados. Incluso la altura del lugar en donde se realiza la medición puede afectar, aunque este parámetro no incidió en el resultado de las pruebas realizadas pues estas se efectuaron en el mismo sitio.

Estos son algunos de los parámetros que pueden afectar a la medición influyendo así en el resultado.

4.3. ANÁLISIS DEL COSTO DEL PROYECTO

En la realización de el presente proyecto se realizaron varios gastos en la compra del equipo y dispositivos necesarios para poder desarrollar el mismo, a continuación se menciona las lista respectiva en la TABLA 4.3:

ELEMENTO	COSTO ($)
Resistencias, capacitores, diodos, pulsante, cristal de oscilación, potenciómetros	10
Conectores y terminales	5
Regulador de voltaje	2
Display de cristal líquido	22
Fuente de poder	20

PIC 16F876	14
Otros circuitos integrados	4
SpS02 Finger Sensor EPIC	180
Placa del circuito impreso	20
Gastos varios	15
TOTAL	**292**

Tabla 4.3 ***Tabla de costos del proyecto***

El costo total de los elementos utilizados y de los implementos requeridos para desarrollar esta tesis práctica es de $ 292, monto al cual se le debería añadir el costo del estudio, diseño y construcción del aparato.

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CAPITULO 5

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Luego de terminado el proyecto y realizadas las pruebas de operación y funcionamiento, es posible deducir algunas conclusiones sobre los resultados obtenidos y extraer recomendaciones que podrían orientar a futuros trabajos

5.1. CONCLUSIONES

1. Una conclusión importante es que la saturación de Oxígeno de una persona nunca es una constante fija pues depende de varios factores, por eso existen rangos de valores con los que los médicos trabajan para determinar si se encuentra el paciente en un estado normal, si tiene un nivel bajo pero aceptable o ya presenta hipoxia y se encuentra en una situación de estado crítico.

2. La monitorización del nivel de SpO_2, es uno de los parámetros más importantes a tomarse en cuenta para poder evaluar el estado de un paciente, en reposo, en estado preoperatorio y postoperatorio.

3. Hay que mencionar la dificultad de construir un aparato de similares características a los comerciales, pues estos, además de la alta tecnología que han desarrollado, tienen al alcance elementos tales como resistencias y capacitores de una precisión muy alta. Para el presente proyecto no fue posible conseguir elementos de tales características en el mercado local. Los chips e integrados usados en los Oxímetros comerciales, la mayoría fabricados en el Japón, son de la categoría militar pues como se trabaja con una señal pequeña y extremadamente sensible

al ruido se requiere de tales dispositivos. En el mercado local no fue posible conseguir tales circuitos integrados.

4. Un dato a relucir es que internacionalmente se determina que la normalidad se encuentra sobre el 90 % de saturación. Bajo este valor se considera que es necesario administrar suplemento de oxígeno, esto se conoce a nivel de estudios médicos y del uso oxímetros en pacientes y en personas saludables.

5. La fuente DC de alimentación del proyecto genera un ruido que afectó a la exactitud y estabilidad del circuito y por ende a los valores mostrados.

6. Otro factor que puede afectar al resultado de la medición es el estado físico del individuo, por ejemplo si se encuentra asustado o nervioso antes de una cirugía puede comenzar a respirar más rápido, si está agitado, o si esta respirando con mayor frecuencia o de una manera más profunda, por eso la saturación de Oxígeno nunca es un valor fijo.

7. La saturación de oxígeno arterial de un individuo, también pude verse afectada por el estado patológico del individuo, o sea si este presenta síntomas de diversos estados patológicos como son los más comunes: edema pulmunar, pulmonía, atelectosia (contracción de los alveolos del pulmón), asma, embolia pulmonar y problemas en la circulación sanguínea, por lo que la presión arterial baja, esto pude ocurrir debido a un sangrado por alguna herida o corte, o a la presencia de anafilaxia (alergia a algún medicamento o sustancia suministrado o ingerido respectivamente).

5.2. RECOMENDACIONES

1. Es recomendable realizar las mediciones en un lugar donde no exista una luz muy incandescente o luminosa, pues esto podría afectar la señal del sensor.

2. Se recomienda para una medición adecuada utilizar uno de los tres dedos medios de cualquier mano para introducir en el sensor, según sea el tamaño de los dedos de cada individuo.

3. Se recomienda que se continúe trabajando en proyectos prácticos que tratan de proveer soluciones propias a problemas reales, en este caso orientado al tema de la medicina y monitoreo clínico.

4. Se recomienda que se continúe este proyecto hasta lograr un producto comercial.

5. Se recomienda para el diseño y construcción de un aparato de uso médico conseguir una fuente de poder lo más estable posible y sin ruido, al igual que la precisión y calidad de todos sus elementos constitutivos.

6. Se recomienda la realización de proyectos afines a este en los que se obtenga la medición de otros parámetros clínicos, como son: la presión o tensión arterial, la concentración de anhídrido carbónico (CO_2), entre otros. De esta forma se estaría ayudando, por medio de tecnología propia, a resolver problemas que tienen relación con la salud de una persona, tesoro que debe cuidarse recurriendo al mejor esfuerzo de los miembros de una sociedad, de un país.

7. En vista que no se pudo adquirir los dispositivos especiales requeridos para este proyecto y la sensibilidad del sensor afectado por el ruido ocasionado por la fuente de poder, no se logró obtener la precisión

deseada. Por lo mismo se recomienda que en cualquier trabajo posterior se tenga cuidado de construir o adquirir una fuente de alimentación de bajo rizado, aunque esto podría repercutir en el costo total del equipo.

8. Existe una ley que dice que todas las clínicas, hospitales e incluso las ambulancias deben tener incorporado un Oxímetro, pero como lamentablemente estos aparatos tienen un precio muy alto esto no se puede cumplir y solo los centros clínicos de mayores posibilidades económicas pueden acceder a un Oxímetro de una marca reconocida. Es por esa razón la idea de desarrollar este proyecto que de alguna manera se acerca a dar solución a este problema.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ECG, SEMICONDUCTOR MASTER REPLACEMENT GUIDE

2. MANEJO DE LOS GASES SANGUINEOS, SHAPIRO Barry, Segunda edición, , Madrid , España

3. MONITORIZACION DURANTE LA ANESTESIA, GERSON Gary, Vol 6, Barcelona, España

4. ASPECTOS CLINICOS DEL MONITOREO, SANFORD Theodore, Vol 2, Editorial Mc Graw – Hill, México 1996

5. REVISTA COLOMBIANA DE ANESTESIOLOGIA, SARMIENTO Rafael, Vol 23, Agosto 1999

6. ASPECTOS CLINICOS DEL OXIGENO, BRODSKY Jay, Vol 6, Barcelona –España, 1993

7. PULSE OXIMETER, MODEL 3740, MANUAL DE USO Y MANTENIMIENTO, OHMEDA

8. PULSIOXIMETRO – MANUAL DE INSTRUCCIONES, SIMS Smiths Industries, Medical Sistems, Número de catálogo 1884S, Reino Unido, Abril 2000.

9. PICkit™ 1 FLASH Starter Kit User's Guide (Microchip)

10. PICDEM™ USB User's Guide (Microchip)

11. MICROCONTROLADORES PIC, DISEÑO PRACTICO DE APLICACIONES, ANGULO José, Segunda edición, España 1999

12. MANUAL PIC BASIC PRO COMPILER, Usos y operaciones, MICROENGIENEERINC.

13. http://www1.fh-aalen.de/dti/Ti_proj/plus_4/pulse4.htm

14. http://usuarios.vtr.net/~anestesi/clases/oximetria/oximetria.pdf

15. http://www.treat-copd.com/spfise.html

16. http://www.medcatalog.com/new_page_9.htm#PulseOximeter%20Spot%20Check%20Model

17. http://www.medtel.com.av/medtel_fingersensor_html

18. SAMI HM; KLEINMAN BS; Lonchina VA : Central venous pulsation associated with a falsely low oxygen saturation mesured by pulse oximetry. J Clin Monit 7, 1991

19. ELECTRÓNICA Y TEORIA DE CIRCUITOS, BOYLESTAD Robert, Sexta edición, Editorial Prentice may, México 1997

ANEXOS

ANEXO A

LIMITACIONES DE LA OXIMETRIA DE PULSO

Incidencia del problema.

En un estudio prospectivo intraoperatorio en la Universidad de Washington, Freund y cols.(15) encontraron un 1.12% de falla en la información entregada por los oxímetros en una serie que consideró 11.046 anestesias.

Se consideró como falla "***la incapacidad de obtener cualquier lectura del oxímetro de pulso durante un período acumulativo de 30 minutos o más, habiendo eliminado todos los problemas mecánicos y habiendo ensayado todos los sitios posibles para ubicar el sensor***."

Curiosamente, la frecuencia en las fallas difería de un hospital a otro :

- University Hospital 0.78%
- Harborview Hospital 0.56%
- Children's Hospital 0.56%
- Veteran's Hospital 4.24%

En un estudio, esta vez retrospectivo, de 1.403 pacientes en una unidad de cuidados postoperatorios en el mismo hospital de la Universidad de Washington, Gillies y cols.(16) encontraron una frecuencia de falla comparable : 1.1%

Cerca del 90% de las fallas se producían al comienzo de la estadía en sala de recuperación anestésica.

Artefactos.

Probablemente el problema más difícil a resolver por la ingeniería en el diseño del oxímetro de pulso es la identificación del "***murmullo***" correspondiente a la absorción por la sangre arterial, en el medio del "***océano***" de artefactos electromagnéticos.

Los artefactos provienen de tres fuentes mayores :

- luz ambiental
- baja perfusión (señal AC/DC pequeña)
- movimiento (señal AC/DC grande)

Luz ambiental : los fotodiodos utilizados en el sensor como detectores de luz no pueden discriminar una longitud de onda de otra. Por lo tanto, el detector ignora si está recibiendo luz originada en el LED infra-rojo, en el LED rojo o en la lámpara de la pieza.

Este problema ha sido resuelto alternando los LEDs rojo e infra-rojo. El LED rojo se enciende primero y el fotodiodo detector produce una corriente correspondiente a la suma de la luz del diodo más la de la pieza. Enseguida, el LED rojo se apaga y se enciende el infra-rojo. Esta vez la señal del fotodiodo representa la luz del infra-rojo más la luz de la pieza.

Finalmente, ambos LEDs se apagan y el detector genera una señal que corresponde sólo a la luz de la sala.

Esta secuencia se repite cien veces por segundo, y de esta manera el oxímetro intenta eliminar la interferencia de la luz incluso en situaciones en que su intensidad varíe rápidamente.

Si la luz ambiente es muy intensa o su frecuencia es similar a la de los LEDs, puede haber de todos modos interferencia con la medición de la saturación. Esto ocurre especialmente con algunas lámparas fluorescentes de Xenón utilizadas en las salas de operaciones.

Para minimizar esta interferencia se puede cubrir el sensor con un material opaco.

Baja perfusión : cuando una pequeña señal de absorción pulsátil es detectada, el oxímetro de pulso les amplificará y estimará la saturación del promedio de las absorciones amplificadas.

Desgraciadamente, al igual que un radio receptor, cuando una señal se amplifica, el ruido de fondo (estática) lo hace también.

Si la amplificación es muy alta, (puede ser del orden de billones de veces) el oxímetro de pulso puede equivocadamente analizar este ruido y generar un valor de SpO2 para él.

Para prevenir este tipo de artefacto, los fabricantes han incorporado valores mínimos para frecuencia de ruido, sobre los cuales el aparato no entrega valor de SpO2.

Numerosos estudios han examinado el efecto de la baja perfusión sobre las estimaciones de los oxímetros de pulso.

En animales de experimentación se ha visto que, durante el shock hemorrágico, los oxímetros de pulso pueden sobreestimar la saturación o perder la señal completamente.

En un estudio clínico sobre seguridad del oxímetro de pulso en pacientes críticos sometidos a una amplia diversidad de situaciones hemodinámicas, cambios extremos en la resistencia vascular sistémica fueron asociados con pérdida de la señal y baja seguridad.

Lawson y cols.(17) pudieron determinar el mínimo flujo periférico que limita la captación de una señal por el oxímetro (determinación del flujo de un dedo con un Doppler-laser) : el oxímetro de pulso es incapaz de detectar el pulso cuando el flujo sanguíneo cae a un 8.6% de su valor control.

El movimiento del paciente es un artefacto muy difícil de eliminar. El movimiento causa sobre todo problemas en la sala de recuperación y en cuidados intensivos más que en la sala de operaciones.

En el post-operatorio inmediato es el shivering el que causa mayores dificultades, ya que además simula la frecuencia cardíaca (entre 0.5 y 4 Hz)

La ingeniería ha tratado de aminorar este artefacto haciendo que el aparato promedie durante más tiempo la estimación de la saturación.

Lamentablemente, esta prolongación impide que el oxímetro responda rápidamente a un cambio brusco en la oxigenación del paciente.

Otra forma de reducir este artefacto ha sido de acoplar la señal del ECG al oxímetro a fin de sincronizar la detección de la frecuencia cardíaca (Nellcor N-200).

En una unidad de cuidados intensivos neo-natales, Barrington y cols.(18) encontraron casi un 50% de reducción (de 4.1 a 2.1% de incidencia) en el artefacto debido al movimiento cuando se acopló un ECG a la unidad.

Dishemoglobinas y Pigmentos.

Al poseer el oxímetro de pulso corriente sólo dos longitudes de onda, la carboxihemoglobina (COHb) le resulta casi indistinguible de la oxihemoglobina, pero este hecho no tiene importancia en condiciones normales.

Tanto la COHb como la MetHb absorben luz roja o infra-roja, lo que representa un problema si la concentración de una u otra aumenta.

Como podemos observar en la curva de disociación de las hemoglobinas (FIGURA II), la COHb absorbe muy poca luz en el rango del infra-rojo (940 nm), mientras que en el rango del rojo (660 nm) absorbe tanta luz como la O2Hb.

Este fenómeno implica que, en caso de intoxicación por CO, el oxímetro de pulso arriesga darnos una cifra de saturación normal, la que corresponderá a la suma de la COHb + la O2Hb, cuando la saturación real estará bien por debajo de lo normal.

Con la MetHb sucede algo similar, ya que tiene una absorción próxima de la Hb a 660 nm. mientras que a 940 nm. su absorción es mucho mayor que la de las otras hemoglobinas.

Clínicamente, la metahemoglobinemia produce un oscurecimiento de la sangre, lo que provoca una medición errónea del oxímetro : mediciones falsamente bajas cuando la SaO2 es superior a 85% y erróneamente altas cuando la SaO2 está por debajo de 85%.

La sangre de los recién nacidos posee un quinto tipo de hemoglobina, la hemoglobina fetal (HbF).

Esta difiere de la Hb del adulto en la secuencia de los aminoácidos en dos de las cuatro sub-unidades de globina.

Esta diferencia en la cadena de la globina tiene una pequeña incidencia en la curva de extinción y no afecta las lecturas del oxímetro de pulso.

Pigmentos : El radio de absorción (R) puede ser afectado por cualquier substancia presente en la sangre, que absorba luz entre 660 y 940 nm., y que no haya estado presente en la misma concentración en la sangre de los voluntarios que partiparon a la curva de calibración.

Los colorantes intravenosos son un buen ejemplo para este principio.

Scheller y cols.(19) evaluaron el efecto de dosis en bolo de azul de metileno, índigo carmín y verde de indocianina sobre el oxímetro de pulso en voluntarios humanos, encontrando que el azul de metileno causaba una caída de la SpO2 de aproximadamente un 60% durante 1-2 min., el índigo carmín producía una pequeña caída de la saturación, mientras que el verde de indocianina tenía un efecto intermedio.

No es inhabitual que en los individuos de raza negra se produzcan fallas en la detección y lecturas erróneas por parte del oxímetro de pulso. En estos casos es aconsejable colocar el sensor en forma diferente (de lado a lado en el dedo) o buscar zonas menos pigmentadas como habitualmente lo son en ellos los lechos ungueales y el pulpejo de los dedos.

La ictericia no tiene un efecto directo sobre la oximetría de pulso pero puede causar confusión si se mide la saturación con un oxímetro de laboratorio con 4 longitudes de onda, pues puede aumentar erróneamente las concentraciones de COHb y MetHb o de ambas.

Vasoconstricción e hipotermia.

La vasoconstricción secundaria al frío combinada con una presión de pulso baja (p.ej. después de un bypass cardíaco) o un aumento de la presión venosa frecuentemente perturba la detección de la SpO2 a nivel de los dedos o, por lo menos, aumenta la latencia en la detección de la hipoxemia.

La vasoconstricción del shock o del frío puede esencialmente detener el flujo hacia los dedos sin eliminar la pulsatilidad de las arteriolas. Esto conduce a la desaturación gradual de la sangre arterial remanente en la punta de los dedos, ya sea por difusión a través de las paredes arteriolares o por movimientos de entrada y salida en los capilares.

Un estudio realizado por Severinhaus y Spellman (20), quienes provocaron hipotensión y vasoconstricción en la extremidad superior de voluntarios sanos, logró demostrar las siguientes implicaciones clínicas :

1.- el oxímetro de pulso es tan sensitivo que puede detectar pulsos aún cuando la presión es demasiado baja como para asegurar una adecuada perfusión tisular

2.- la reducción de la SpO2 puede deberse al consumo de O2 por el dedo de la sangre arterial estancada pero pulsante

3.- la vasoconstricción incrementa significativamente el umbral hipotensivo de los oxímetros.

Esto significa que el oxímetro, en presencia de vasoconstricción fallará en la detección de la SaO2 a presiones sistólicas más elevadas (en la hipotensión) que si no hay vasoconstricción

4.- la falla del oxímetro de pulso ocurre frente a presiones sistólicas más altas si la presión de pulso es baja

5.- resulta contraproducente intentar aumentar la sensibilidad del oxímetro en un esfuerzo para obtener datos sobre la saturación durante hipotensión o vasoconstricción severas, ya que los datos así obtenidos sobreestiman grandemente la saturación arterial de oxígeno

Hipotermia : En diez pacientes pediátricos cuya superficie corporal fue deliberadamente enfriada hasta 25ºC (21), el oxímetro de pulso sobreestimó la saturación de oxígeno arterial entre los 36 y 30ºC y la subestimó por debajo de los 30ºC.

En la Asistencia Pública de Santiago, un trabajo realizado por Reyes y Saito logró demostrar que el oxímetro aportaba mediciones fiables hasta los 22ºC en relación a los controles efectuados con gasometría arterial.

Anemia.

Un análisis retrospectivo de 43 oxímetros de 12 diferentes fabricantes (22), mostró un error negativo inversamente proporcional a la concentración de Hb cuando la SaO2 era <80%

El error promedio parecía estar en relación lineal con la concentración de Hb, desapareciendo con concentraciones de más de 14 g/dl. 45 determinaciones efectuadas con 13 oxímetros con Hb de 8.2 g/dl, mostraron un sesgo de error de -15%, del cual un 8% puede ser atribuído a la anemia y un 7% a errores del oxímetro con concentraciones normales de Hb. Esto habla que ha existido un "error en más" que ha atribuído un exagerado rol a la anemia.

Estudios experimentales de anemia en perros (23) mostraron que la precisión de la oximetría descendía por debajo de un 10% de hematocrito.

Quemaduras : No se han dtectado errores ni problemas en el uso del oxímetro de pulso en pacientes quemados (24).

Posición del sensor.

Kelleher y Ruff (25) documentaron el llamado "***efecto penumbra***", que consiste en una lectura de una SpO2 falsamente baja debido a la colocación incorrecta del sensor. Esto ocurre especialmente en los sensores digitales, en pacientes cubiertos en la sala de operaciones, en que el sensor queda de canto midiendo en parte la superficie del dedo y de otra parte, la luz transmitida por el aire ambiente.

Pulsos anormales.

Algunos oxímetros presentan una amplia muesca dicrótica que aparenta ser un latido cardíaco separado y que entrega una frecuencia cardíaca igual al doble pero una SpO2 normal.

Pulsaciones venosas debido a una insuficiencia tricuspídea o a una cardiomiopatía isquémica han causado bajas SpO2 (26), y los pulsos venosos han sido culpados por lecturas bajas o ausentes en la frente de pacientes en posición supina.

Interferencia por Respirador Artificial.

Durante la ventilación mecánica en presión positiva, ciertos oxímetros presentan un artefacto (búsqueda continua de la señal óptima) que puede ser debido a una congestión venosa y a una presión arterial fluctuante (27).

Este artefacto puede ser minimizado si la ventilación se interrumpe por breves períodos; incluso el PEEP no necesita ser discontinuado durante esta maniobra.

Tiempo de respuesta.

Una circulación sanguínea digital enlentecida a causa de la vasoconstricción por el frío, puede retardar las respuestas por más de 1 minuto aún con presión arterial normal, con los sensores digitales.
El período de respuesta se prolonga mucho más en presencia de hipotensión (28).
Retardos similares no se han observado cuando los sensores se utilizan en la oreja, frente, nariz o labios.

RIESGOS Y PELIGROS POTENCIALES

Quemaduras de segundo y tercer grado han sido vistas en conexión al uso del oxímetro de pulso durante la Resonancia Nuclear Magnética (MRI).
Los materiales ferromagnéticos próximos al scanner pueden distorsionar el campo magnético y, los cables del monitor actuando como una antena, pueden originar una corriente suficientemente importante
como para quemar la piel del paciente.
También se han constatado quemaduras con las siguientes situaciones :
- uso demasiado prolongado de un sensor digital en el mismo dedo
- utilizando el sensor de un tipo de oxímetro (Physio Control) en otro tipo de oxímetro (Ohmeda)
- al usar sensores defectuosos
- secundarias a isquemia por comprimir demasiado fuerte el sensor al dedo (tela o elástico)

INFLUENCIA DEL OXIMETRO DE PULSO EN LA MORBI - MORTALIDAD ANESTESICA

E.C. Pierce Jr., Presidente de la Fundación para la Seguridad de los Pacientes sometidos a Anestesia, comentaba a fines de 1991 :

"... desde 1984 en adelante, la mortalidad por causas anestésicas en pacientes saludables ha pasado de 1 a 2 decesos por 10.000 anestesias a 1 fallecimiento por 100.000 o más anestesias, es decir, ha disminuído 10 veces. Si estas cifras son verdaderas, ¿cuál es la razón para que ello haya ocurrido?"

¿Es acaso posible determinar cuál es la contribución del oxímetro de pulso en esta notable disminución de la mortalidad anestésica?

A pesar que la mayoría de los estudios publicados son unánimes en demostrar claramente que el oxímetro de pulso es superior al juicio clínico en lo que se refiere a una precoz detección de los sucesos hipóxicos, la verdad es que aún hoy no se ha publicado ningún trabajo que demuestre que el oxímetro de pulso ha modificado la morbilidad y la mortalidad.

Eichorn (29) realizó en 1989 una revisión de 1.001.000 anestesias practicadas en pacientes ASA I y II entre los años 1976 y 1988 en los hospitales de Harvard, encontrando 11 accidentes mayores ligados a la anestesia, 7 u 8 relacionados con con inadecuada ventilación u oxigenación, de los cuales sólo 1 ocurrió después del comienzo del uso rutinario del oxímetro de pulso en 1985.

F. Orkin (30) editorializó sobre el trabajo comentando que, si bien la mortalidad había descendido 3 veces, las cifras no eran estadísticamente significativas y que ni ese ni ningún otro trabajo habían mostrado evidencia clara que justificase el costo-beneficio de una monitorización adicional con el oxímetro de pulso.

David J. Cullen y cols.(31), en Boston, estudiaron las diferentes tasas de ingresos no previstos a la Unidad de Cuidados Intensivos en pacientes ASA I a IV, sometidos a diferentes tipos de cirugía, de ambos sexos y todo tipo de edades.

Los pacientes estuvieron divididos en dos grupos : antes y después de la introducción de la oximetría de pulso como monitor de rutina.

Los resultados mostraron una tasa de ingreso no previsto de 64/10.000 para el grupo antes de la oximetría y de 25/10.000 para el grupo post oximetría de pulso.

Estas cifras son estadísticamente significativas ($p = 0.0001$) y nos encontramos probablemente frente a un primer trabajo que puede demostrar la influencia del oxímetro de pulso en la disminución de la morbilidad anestésica. (GRAFICO VII):

MODALIDADES FUTURAS

Desarrollo metodológico.

Hay relativamente poco como avance metodológico en la oximetría de pulso desde 1988.

Una excepción potencial es la oximetría de superficie reflectante, la cual ha recibido una significativa atención experimental pero que no parece aún lista para un uso masificado.

La oximetría de reflectancia está basada en el espectro de reflección de la sangre en los tejidos (32). El pique de absorción está en la región del verde (como la sangre in vitro).

Varios autores han obtenido una monitorización satisfactoria (33, 34) incluso en pacientes críticos, utilizando sensores frontales.

Sin embargo no hay aún unanimidad sobre la seguridad de sus lecturas, aunque Mendelson y Mc Ginn encontraron una buena correlación entre el oxímetro de pulso corriente con sensor digital y los sensores reflectantes colocados en el antebrazo y la pantorrilla, previo calentamiento de la piel a 40ºC.

Gardosi JO y cols (35), utilizaron la oximetría de pulso con sensor reflectante para monitorizar la SaO2 fetal intra-parto en 105 mujeres, obteniendo lecturas inadecuadas en el 42% de los casos debido, primero a una mala colocación del sensor el cual no entraba netamente en contacto con la piel del feto y segundo, a una mayor absorción del infrarrojo por los tejidos adyacentes.

Esto dió cifras de SpO2 más altas que la pO2 de control.

Una segunda medición se efectuó utilizando una modificación de los sensores del oxímetro reflectante y montándolos en un par de agujas curvas tipo Copland, que son las mismas que se utilizan para monitorizar los latidos cardíacos fetales (LCF) en el cuero cabelludo.

Este sistema pudo emplearse ya a los dos cm. de dilatación cervical uterina, con membranas rotas.

El equipo investigador pudo así obtener una medición continua y netamente más fiable de la SaO2 etal durante el parto.

Monitorización de la saturación cerebral de oxígeno.

La espectroscopía óptica cerebral se ha desarrollado como una herramienta útil para la monitorización fisiológica del cerebro.

Esto es gracias a varias interesantes propiedades de la luz infra-roja en el rango 650 a 1100 nm.

Primero, la luz infra-roja penetra el tejido humano bastante bien; en el cuero cabelludo, en el cráneo y su contenido, puede penetrar varios centímetros (36, 37) y luego volver a un sensor con información sobre la atenuación cerebral de la luz (técnica no invasiva)

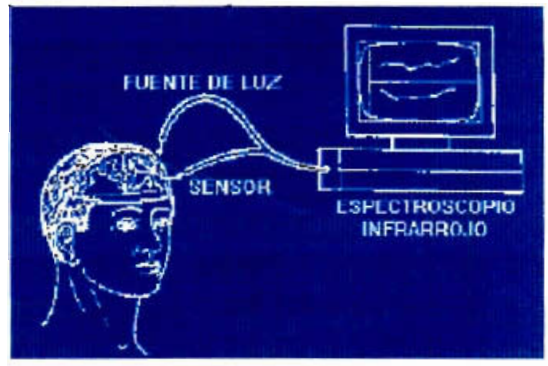
Segundo, esta atenuación de la luz puede ser atribuída a unas pocas moléculas absorbedoras de luz, bien caracterizadas, llamadas "cromóforas", entre las cuales se encuentran : la oxihemoglobina, la desoxihemoglobina y el citocromo c oxidasa, todos los cuales juegan un importante rol en la entrega de

O2 al cerebro (DO2) y su metabolismo. Todas estas substancias pueden ser detectadas por el espectro infrarrojo.

Tercero, se puede acoplar un sistema óptico de tal manera que la luz pueda ser propagada y recuperada desde un determinado volumen regional del cerebro.

Este volumen se puede medir detectando substancias cromóforas previamente introducidas a la circulación, obteniendo igualmente una medición cuantitativa de la velocidad de tránsito cortical regional.

En resumen, la espectroscopía óptica infrarroja, en forma no invasiva, es potencialmente capaz de evaluar saturación de oxígeno y la hemodinamia regional cerebral.



Oximetría cerebral.

Aunque la hipoxemia no es el único efecto secundario de las injurias cerebrales, es la consecuencia común de la mayoría de ellas.
El monitoreo corrientemente aceptado de la función neurológica en clínica, es un índice de la lesión secundaria, la cual debe evolucionar hasta cierto punto, a menudo irreversible, para poder ser detectada.
Un índice que nos asegure una oxigenación cerebral adecuada para un nivel dado de consumo de O2, será por cierto ventajoso y más lógico que seguir la evolución neurológica.
La tecnología infrarroja descrita más arriba es útil para ser aplicada frente al problema. Similar a la oximetría de pulso en el concepto, es no invasiva, continua y directa.

El oxímetro cerebral va a medir la saturación del tejido y del lecho vascular subyacente (38, 39, 40).
En el caso del cerebro, el lecho vascular es predominantemente venoso (70% a 80%) (41). Esto significa que la saturación medida representa primariamente el compartimento venoso.
Así, la oximetría cerebral representa esencialmente la estimación de la saturación venosa cerebral
(SVO2) y, como ésta es un excelente indicador de la entrega adecuada de oxígeno al cerebro (DO2), la oximetría cerebral debería también serlo.
Además, como la hemoglobina medida es la de los dos compartimentos, venoso y arterial, su saturación podrá ser medida como la saturación en oxígeno de la Hb regional cerebral (rSHbO2).
Cuando el aporte cerebral de O2 (DO2) disminuye por cualquier razón (hipoxia sistémica, oligohemia cerebral, anemia sistémica), como el consumo cerebral de O2 permanece normal, la extracción cerebral de oxígeno causa un rápido cambio en la saturación cerebral (SVO2).

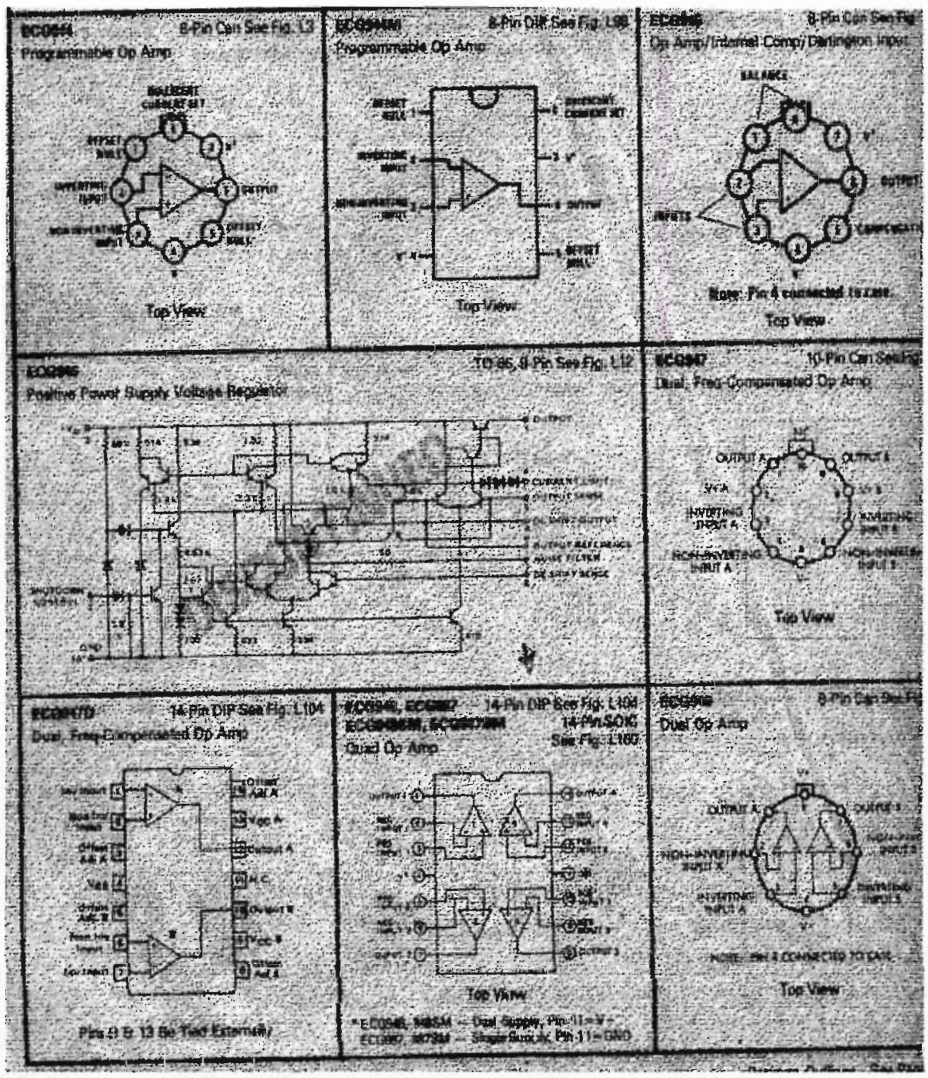
La SHbO2 cerebral tiene una gran y predecible sensibilidad a la hipoxia y, lo más importante, el impacto de la hipoxia en la señal del espectroscopio cerebral es grande aún con una relativamente pequeña disminución de la DO2 cerebral.
En cuanto a la medición del tiempo promedio de tránsito cortical, esta técnica tiene la ventaja sobre las otras técnicas espectroscópicas descritas anteriormente, que el trazador puede inyectarse endovenosamente y no necesariamente intra-arterial

Las limitaciones de la tecnología descrita se relacionan con la falta de información sobre la conducta de la luz infrarroja en un medio tan complejo como es la cabeza.El efecto de la reflección de la luz a los tejidos circundantes representa una potencial fuente de error y la ley de Lambert-Beer es
solamente aplicable en medios con un bajo índice de difusión, dentro de los cuales no están incluídos ni el cuero cabelludo ni el cerebro.
Las influencias posibles de las lesiones de los tejidos blandos extra-cerebrales o de los cambios post-quirúrgicos en la medición, son por el momento impredecibles.
La presencia de una colección sanguínea extravascular en los espacios subaracnoídeo, subdural o intra parenquimatoso, es algo que puede interferir con las mediciones.

Las implicaciones potenciales de la espectroscopía con infrarrojo son evidentes :
- es una modalidad no invasiva, simple, relativamente barata, muy práctica y fácil de usar a la cabecera del paciente
- con ella puede realizarse la monitorización continua de la SHbO2
- con ella puede realizarse la monitorización intermitente del tiempo de tránsito regional cerebral.

ANEXO B

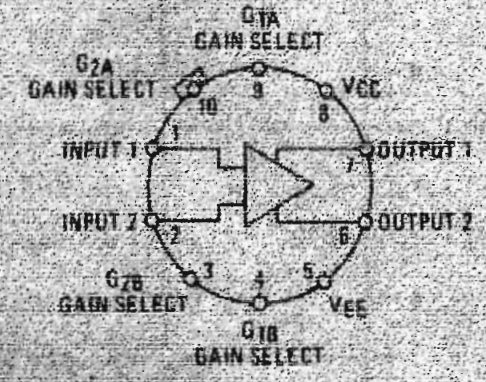
CARACTERISTICAS DEL OPERACIONAL LM324
ECG 987



CARACTERISTICAS DEL OPERACIONAL LM358
ECG 928

ECG927 10-Pin Can See Fig. L6

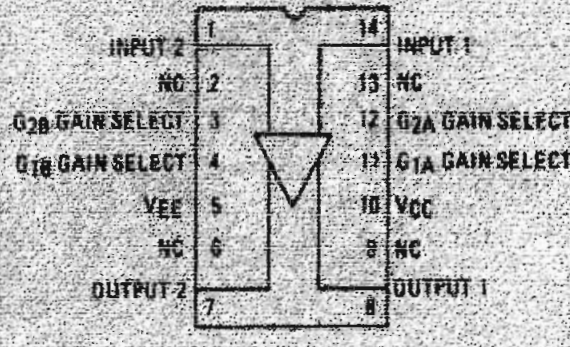
Differential Video Amp



ECG927D 14-Pin DIP See Fig. L104

ECG927SM 14-Pin SOIC See Fig. L160

Differential Video Amp

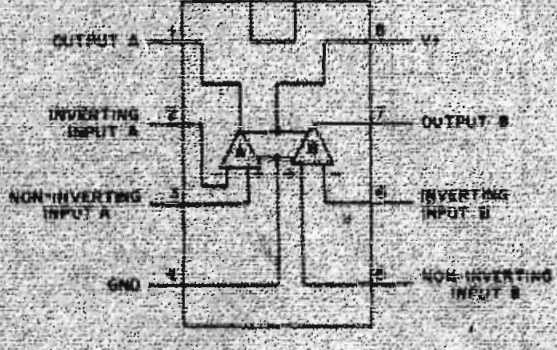


TOP VIEW

ECG928M 8-Pin DIP See Fig. L97

ECG928SM 8-Pin SOIC See Fig. L159

Dual Low Power Op Amp



ECG928S 9-Pin SIP See Fig. L39

Dual Low Power Op Amp

PIC16F87X

28/40-Pin 8-Bit CMOS FLASH Microcontrollers

Devices Included in this Data Sheet:

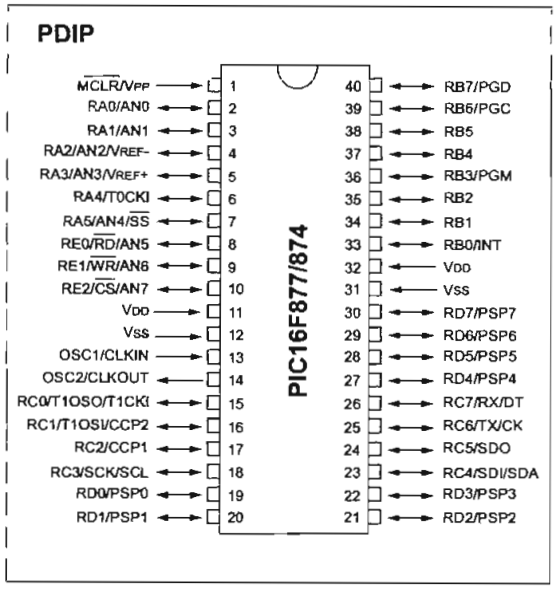
- PIC16F873
- PIC16F874
- PIC16F876
- PIC16F877

Microcontroller Core Features:

- High performance RISC CPU
- Only 35 single word instructions to learn
- All single cycle instructions except for program branches which are two cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
  DC - 200 ns instruction cycle
- Up to 8K x 14 words of FLASH Program Memory,
  Up to 368 x 8 bytes of Data Memory (RAM)
  Up to 256 x 8 bytes of EEPROM Data Memory
- Pinout compatible to the PIC16C73B/74B/76/77
- Interrupt capability (up to 14 sources)
- Eight level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Power-on Reset (POR)
- Power-up Timer (PWRT) and
  Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own on-chip RC oscillator for reliable operation
- Programmable code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options
- Low power, high speed CMOS FLASH/EEPROM technology
- Fully static design
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP) via two pins
- Single 5V In-Circuit Serial Programming capability
- In-Circuit Debugging via two pins
- Processor read/write access to program memory
- Wide operating voltage range: 2.0V to 5.5V
- High Sink/Source Current: 25 mA
- Commercial, Industrial and Extended temperature ranges
- Low-power consumption:
  - < 0.6 mA typical @ 3V, 4 MHz
  - 20 µA typical @ 3V, 32 kHz
  - < 1 µA typical standby current

Pin Diagram

PDIP

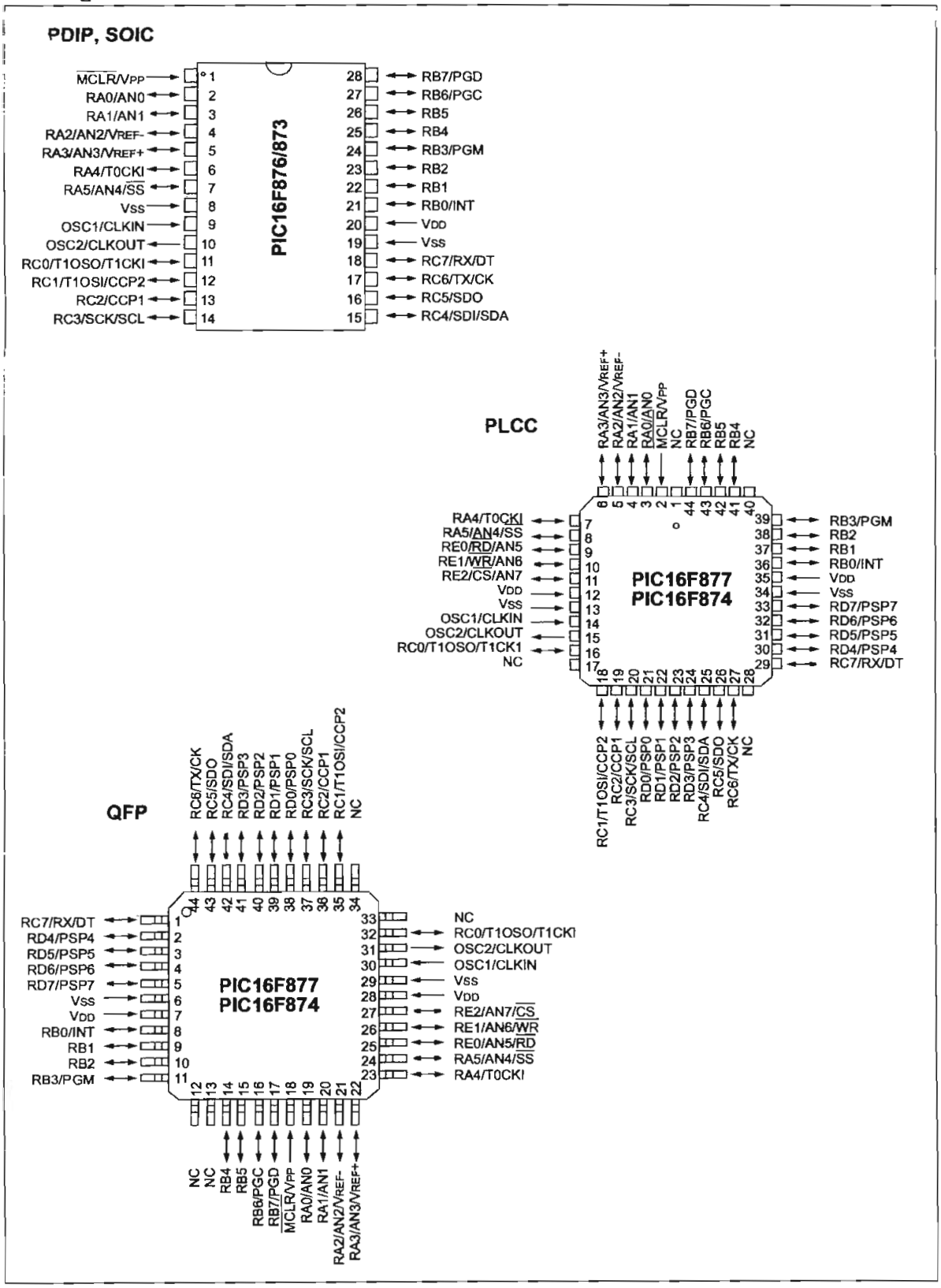


Peripheral Features:

- Timer0: 8-bit timer/counter with 8-bit prescaler
- Timer1: 16-bit timer/counter with prescaler, can be incremented during SLEEP via external crystal/clock
- Timer2: 8-bit timer/counter with 8-bit period register, prescaler and postscaler
- Two Capture, Compare, PWM modules
  - Capture is 16-bit, max. resolution is 12.5 ns
  - Compare is 16-bit, max. resolution is 200 ns
  - PWM max. resolution is 10-bit
- 10-bit multi-channel Analog-to-Digital converter
- Synchronous Serial Port (SSP) with SPI™ (Master mode) and I²C™ (Master/Slave)
- Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter (USART/SCI) with 9-bit address detection
- Parallel Slave Port (PSP) 8-bits wide, with external RD, WR and CS controls (40/44-pin only)
- Brown-out detection circuitry for Brown-out Reset (BOR)

© 2001 Microchip Technology Inc.

Pin Diagrams



© 2001 Microchip Technology Inc.

Key Features PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023)	PIC16F873	PIC16F874	PIC16F876	PIC16F877
Operating Frequency	DC - 20 MHz	DC - 20 MHz	DC - 20 MHz	DC - 20 MHz
RESETS (and Delays)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)	POR, BOR (PWRT, OST)
FLASH Program Memory (14-bit words)	4K	4K	8K	8K
Data Memory (bytes)	192	192	368	368
EEPROM Data Memory	128	128	256	256
Interrupts	13	14	13	14
I/O Ports	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E	Ports A,B,C	Ports A,B,C,D,E
Timers	3	3	3	3
Capture/Compare/PWM Modules	2	2	2	2
Serial Communications	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Parallel Communications	—	PSP	—	PSP
10-bit Analog-to-Digital Module	5 input channels	8 input channels	5 input channels	8 input channels
Instruction Set	35 instructions	35 instructions	35 instructions	35 instructions

© 2001 Microchip Technology Inc.

1.0 DEVICE OVERVIEW

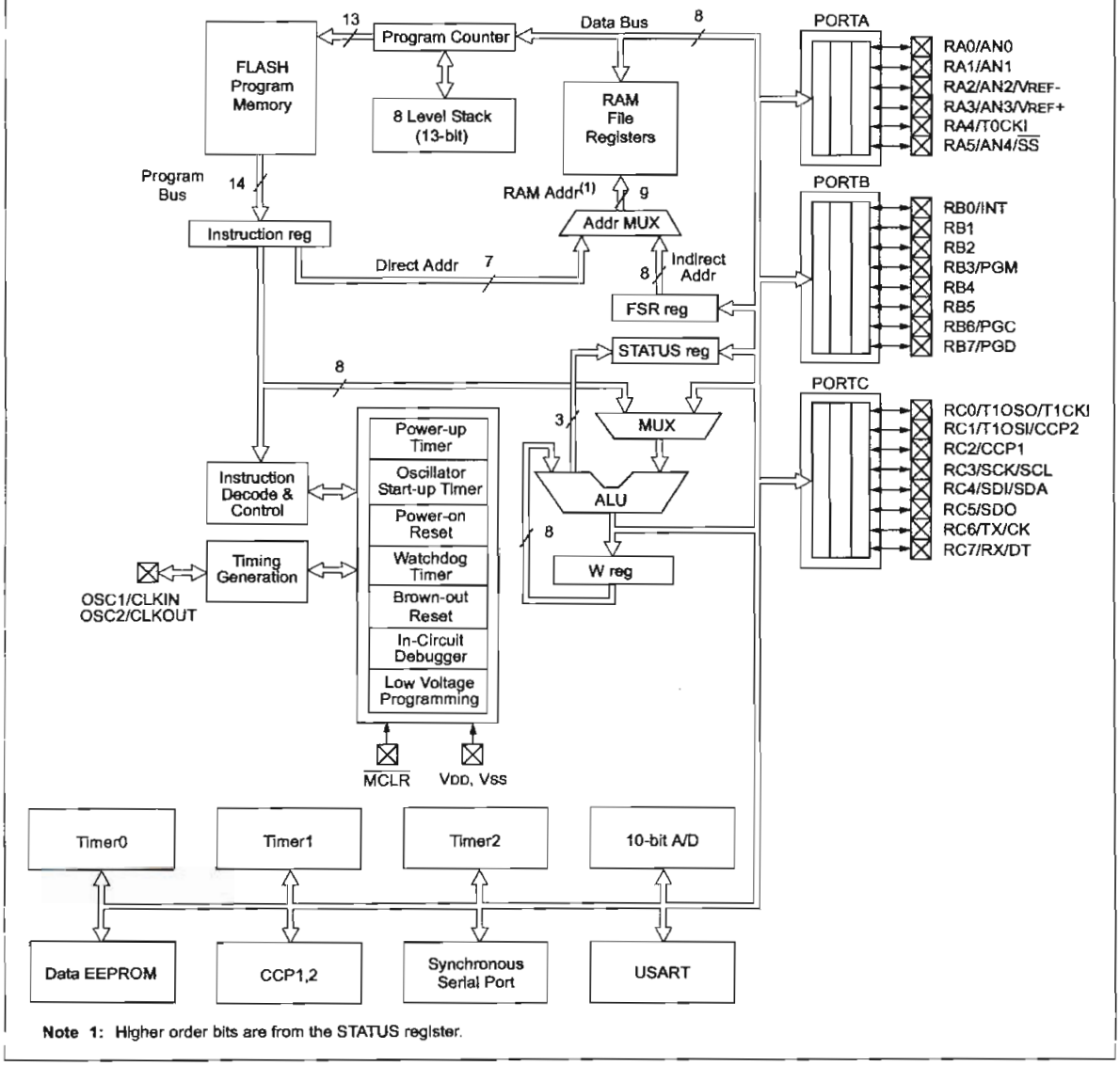
This document contains device specific information. Additional information may be found in the PICmicro™ Mid-Range Reference Manual (DS33023), which may be obtained from your local Microchip Sales Representative or downloaded from the Microchip website. The Reference Manual should be considered a complementary document to this data sheet, and is highly recommended reading for a better understanding of the device architecture and operation of the peripheral modules.

There are four devices (PIC16F873, PIC16F874, PIC16F876 and PIC16F877) covered by this data sheet. The PIC16F876/873 devices come in 28-pin packages and the PIC16F877/874 devices come in 40-pin packages. The Parallel Slave Port is not implemented on the 28-pin devices.

The following device block diagrams are sorted by pin number; 28-pin for Figure 1-1 and 40-pin for Figure 1-2. The 28-pin and 40-pin pinouts are listed in Table 1-1 and Table 1-2, respectively.

FIGURE 1-1: PIC16F873 AND PIC16F876 BLOCK DIAGRAM

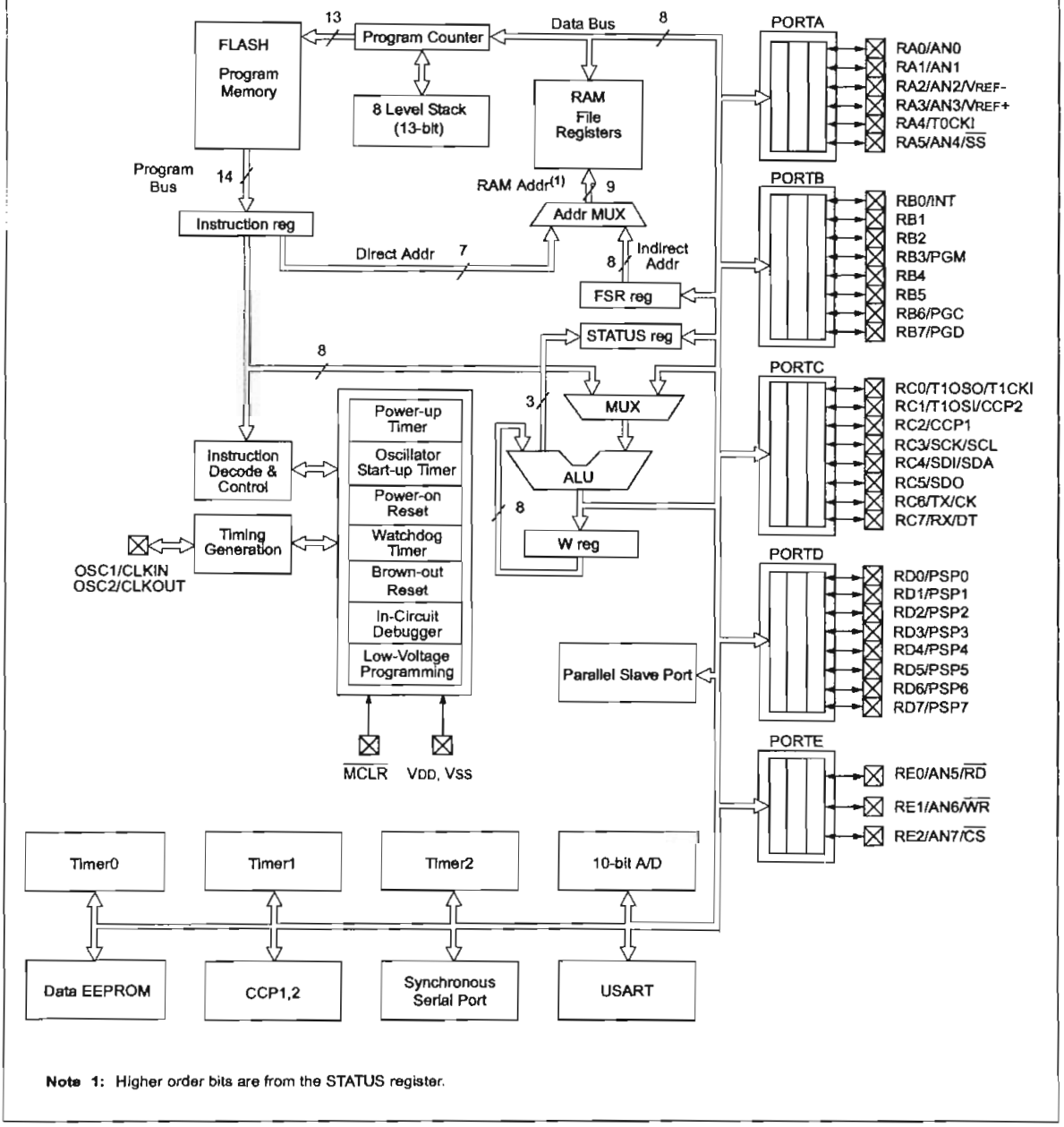
Device	Program FLASH	Data Memory	Data EEPROM
PIC16F873	4K	192 Bytes	128 Bytes
PIC16F876	8K	368 Bytes	256 Bytes



Note 1: Higher order bits are from the STATUS register.

FIGURE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 BLOCK DIAGRAM

Device	Program FLASH	Data Memory	Data EEPROM
PIC16F874	4K	192 Bytes	128 Bytes
PIC16F877	8K	368 Bytes	256 Bytes



Note 1: Higher order bits are from the STATUS register.

© 2001 Microchip Technology Inc.

TABLE 1-1: PIC16F873 AND PIC16F876 PINOUT DESCRIPTION

Pin Name	DIP Pin#	SOIC Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
OSC1/CLKIN	9	9	I	ST/CMOS(3)	Oscillator crystal input/external clock source input.
OSC2/CLKOUT	10	10	O	—	Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in crystal oscillator mode. In RC mode, the OSC2 pin outputs CLKOUT which has 1/4 the frequency of OSC1, and denotes the instruction cycle rate.
$\overline{MCLR}$/VPP	1	1	I/P	ST	Master Clear (Reset) input or programming voltage input. This pin is an active low RESET to the device.
					PORTA is a bi-directional I/O port.
RA0/AN0	2	2	I/O	TTL	RA0 can also be analog input0.
RA1/AN1	3	3	I/O	TTL	RA1 can also be analog input1.
RA2/AN2/VREF-	4	4	I/O	TTL	RA2 can also be analog input2 or negative analog reference voltage.
RA3/AN3/VREF+	5	5	I/O	TTL	RA3 can also be analog input3 or positive analog reference voltage.
RA4/T0CKI	6	6	I/O	ST	RA4 can also be the clock input to the Timer0 module. Output is open drain type.
RA5/$\overline{SS}$/AN4	7	7	I/O	TTL	RA5 can also be analog input4 or the slave select for the synchronous serial port.
					PORTB is a bi-directional I/O port. PORTB can be software programmed for internal weak pull-up on all inputs.
RB0/INT	21	21	I/O	TTL/ST(1)	RB0 can also be the external interrupt pin.
RB1	22	22	I/O	TTL	
RB2	23	23	I/O	TTL	
RB3/PGM	24	24	I/O	TTL	RB3 can also be the low voltage programming input.
RB4	25	25	I/O	TTL	Interrupt-on-change pin.
RB5	26	26	I/O	TTL	Interrupt-on-change pin.
RB6/PGC	27	27	I/O	TTL/ST(2)	Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming clock.
RB7/PGD	28	28	I/O	TTL/ST(2)	Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming data.
					PORTC is a bi-directional I/O port.
RC0/T1OSO/T1CKI	11	11	I/O	ST	RC0 can also be the Timer1 oscillator output or Timer1 clock input.
RC1/T1OSI/CCP2	12	12	I/O	ST	RC1 can also be the Timer1 oscillator input or Capture2 input/Compare2 output/PWM2 output.
RC2/CCP1	13	13	I/O	ST	RC2 can also be the Capture1 input/Compare1 output/ PWM1 output.
RC3/SCK/SCL	14	14	I/O	ST	RC3 can also be the synchronous serial clock input/output for both SPI and I^2C modes.
RC4/SDI/SDA	15	15	I/O	ST	RC4 can also be the SPI Data In (SPI mode) or data I/O (I^2C mode).
RC5/SDO	16	16	I/O	ST	RC5 can also be the SPI Data Out (SPI mode).
RC6/TX/CK	17	17	I/O	ST	RC6 can also be the USART Asynchronous Transmit or Synchronous Clock.
RC7/RX/DT	18	18	I/O	ST	RC7 can also be the USART Asynchronous Receive or Synchronous Data.
VSS	8, 19	8, 19	P	—	Ground reference for logic and I/O pins.
VDD	20	20	P	—	Positive supply for logic and I/O pins.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
— = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.
2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC oscillator mode and a CMOS input otherwise.

© 2001 Microchip Technology Inc.

TABLE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 PINOUT DESCRIPTION

Pin Name	DIP Pin#	PLCC Pin#	QFP Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
OSC1/CLKIN	13	14	30	I	ST/CMOS(4)	Oscillator crystal input/external clock source input.
OSC2/CLKOUT	14	15	31	O	—	Oscillator crystal output. Connects to crystal or resonator in crystal oscillator mode. In RC mode, OSC2 pin outputs CLKOUT which has 1/4 the frequency of OSC1, and denotes the instruction cycle rate.
$\overline{MCLR}$/VPP	1	2	18	I/P	ST	Master Clear (Reset) input or programming voltage input. This pin is an active low RESET to the device.
						PORTA is a bi-directional I/O port.
RA0/AN0	2	3	19	I/O	TTL	RA0 can also be analog input0.
RA1/AN1	3	4	20	I/O	TTL	RA1 can also be analog input1.
RA2/AN2/VREF-	4	5	21	I/O	TTL	RA2 can also be analog input2 or negative analog reference voltage.
RA3/AN3/VREF+	5	6	22	I/O	TTL	RA3 can also be analog input3 or positive analog reference voltage.
RA4/T0CKI	6	7	23	I/O	ST	RA4 can also be the clock input to the Timer0 timer/ counter. Output is open drain type.
RA5/$\overline{SS}$/AN4	7	8	24	I/O	TTL	RA5 can also be analog input4 or the slave select for the synchronous serial port.
						PORTB is a bi-directional I/O port. PORTB can be software programmed for internal weak pull-up on all inputs.
RB0/INT	33	36	8	I/O	TTL/ST(1)	RB0 can also be the external interrupt pin.
RB1	34	37	9	I/O	TTL	
RB2	35	38	10	I/O	TTL	
RB3/PGM	36	39	11	I/O	TTL	RB3 can also be the low voltage programming input.
RB4	37	41	14	I/O	TTL	Interrupt-on-change pin.
RB5	38	42	15	I/O	TTL	Interrupt-on-change pin.
RB6/PGC	39	43	16	I/O	TTL/ST(2)	Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming clock.
RB7/PGD	40	44	17	I/O	TTL/ST(2)	Interrupt-on-change pin or In-Circuit Debugger pin. Serial programming data.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
— = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as an external interrupt.
2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as general purpose I/O and a TTL input when used in the Parallel Slave Port mode (for interfacing to a microprocessor bus).
4: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC oscillator mode and a CMOS input otherwise.

© 2001 Microchip Technology Inc.

TABLE 1-2: PIC16F874 AND PIC16F877 PINOUT DESCRIPTION (CONTINUED)

Pin Name	DIP Pin#	PLCC Pin#	QFP Pin#	I/O/P Type	Buffer Type	Description
						PORTC is a bi-directional I/O port.
RC0/T1OSO/T1CKI	15	16	32	I/O	ST	RC0 can also be the Timer1 oscillator output or a Timer1 clock input.
RC1/T1OSI/CCP2	16	18	35	I/O	ST	RC1 can also be the Timer1 oscillator input or Capture2 input/Compare2 output/PWM2 output.
RC2/CCP1	17	19	36	I/O	ST	RC2 can also be the Capture1 input/Compare1 output/PWM1 output.
RC3/SCK/SCL	18	20	37	I/O	ST	RC3 can also be the synchronous serial clock input/ output for both SPI and I^2C modes.
RC4/SDI/SDA	23	25	42	I/O	ST	RC4 can also be the SPI Data In (SPI mode) or data I/O (I^2C mode).
RC5/SDO	24	26	43	I/O	ST	RC5 can also be the SPI Data Out (SPI mode).
RC6/TX/CK	25	27	44	I/O	ST	RC6 can also be the USART Asynchronous Transmit or Synchronous Clock.
RC7/RX/DT	26	29	1	I/O	ST	RC7 can also be the USART Asynchronous Receive or Synchronous Data.
						PORTD is a bi-directional I/O port or parallel slave port when interfacing to a microprocessor bus.
RD0/PSP0	19	21	38	I/O	ST/TTL(3)	
RD1/PSP1	20	22	39	I/O	ST/TTL(3)	
RD2/PSP2	21	23	40	I/O	ST/TTL(3)	
RD3/PSP3	22	24	41	I/O	ST/TTL(3)	
RD4/PSP4	27	30	2	I/O	ST/TTL(3)	
RD5/PSP5	28	31	3	I/O	ST/TTL(3)	
RD6/PSP6	29	32	4	I/O	ST/TTL(3)	
RD7/PSP7	30	33	5	I/O	ST/TTL(3)	
						PORTE is a bi-directional I/O port.
RE0/$\overline{RD}$/AN5	8	9	25	I/O	ST/TTL(3)	RE0 can also be read control for the parallel slave port, or analog input5.
RE1/$\overline{WR}$/AN6	9	10	26	I/O	ST/TTL(3)	RE1 can also be write control for the parallel slave port, or analog input6.
RE2/$\overline{CS}$/AN7	10	11	27	I/O	ST/TTL(3)	RE2 can also be select control for the parallel slave port, or analog input7.
VSS	12,31	13,34	6,29	P	—	Ground reference for logic and I/O pins.
VDD	11,32	12,35	7,28	P	—	Positive supply for logic and I/O pins.
NC	—	1,17,28, 40	12,13, 33,34		—	These pins are not internally connected. These pins should be left unconnected.

Legend: I = input O = output I/O = input/output P = power
— = Not used TTL = TTL input ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as an external interrupt.
2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.
3: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as general purpose I/O and a TTL input when used in the Parallel Slave Port mode (for interfacing to a microprocessor bus).
4: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured in RC oscillator mode and a CMOS input otherwise.

FIGURE 2-3: PIC16F877/876 REGISTER FILE MAP

File Address	Bank 0	File Address	Bank 1	File Address	Bank 2	File Address	Bank 3
00h	Indirect addr.(*)	80h	Indirect addr.(*)	100h	Indirect addr.(*)	180h	Indirect addr.(*)
01h	TMR0	81h	OPTION_REG	101h	TMR0	181h	OPTION_REG
02h	PCL	82h	PCL	102h	PCL	182h	PCL
03h	STATUS	83h	STATUS	103h	STATUS	183h	STATUS
04h	FSR	84h	FSR	104h	FSR	184h	FSR
05h	PORTA	85h	TRISA	105h		185h	
06h	PORTB	86h	TRISB	106h	PORTB	186h	TRISB
07h	PORTC	87h	TRISC	107h		187h	
08h	PORTD(1)	88h	TRISD(1)	108h		188h	
09h	PORTE(1)	89h	TRISE(1)	109h		189h	
0Ah	PCLATH	8Ah	PCLATH	10Ah	PCLATH	18Ah	PCLATH
0Bh	INTCON	8Bh	INTCON	10Bh	INTCON	18Bh	INTCON
0Ch	PIR1	8Ch	PIE1	10Ch	EEDATA	18Ch	EECON1
0Dh	PIR2	8Dh	PIE2	10Dh	EEADR	18Dh	EECON2
0Eh	TMR1L	8Eh	PCON	10Eh	EEDATH	18Eh	Reserved(2)
0Fh	TMR1H	8Fh		10Fh	EEADRH	18Fh	Reserved(2)
10h	T1CON	90h		110h		190h	
11h	TMR2	91h	SSPCON2	111h		191h	
12h	T2CON	92h	PR2	112h		192h	
13h	SSPBUF	93h	SSPADD	113h		193h	
14h	SSPCON	94h	SSPSTAT	114h		194h	
15h	CCPR1L	95h		115h		195h	
16h	CCPR1H	96h		116h		196h	
17h	CCP1CON	97h		117h	General Purpose Register 16 Bytes	197h	General Purpose Register 16 Bytes
18h	RCSTA	98h	TXSTA	118h		198h	
19h	TXREG	99h	SPBRG	119h		199h	
1Ah	RCREG	9Ah		11Ah		19Ah	
1Bh	CCPR2L	9Bh		11Bh		19Bh	
1Ch	CCPR2H	9Ch		11Ch		19Ch	
1Dh	CCP2CON	9Dh		11Dh		19Dh	
1Eh	ADRESH	9Eh	ADRESL	11Eh		19Eh	
1Fh	ADCON0	9Fh	ADCON1	11Fh		19Fh	
20h	General Purpose Register 96 Bytes	A0h	General Purpose Register 80 Bytes	120h	General Purpose Register 80 Bytes	1A0h	General Purpose Register 80 Bytes
7Fh	accesses 70h-7Fh	EFh	accesses 70h-7Fh	16Fh	accesses 70h-7Fh	1EFh	accesses 70h - 7Fh
		F0h		170h		1F0h	
		FFh		17Fh		1FFh	

☐ Unimplemented data memory locations, read as '0'.
* Not a physical register.

Note 1: These registers are not implemented on the PIC16F876.
2: These registers are reserved, maintain these registers clear.

FIGURE 2-4: PIC16F874/873 REGISTER FILE MAP

File Address	Bank 0	File Address	Bank 1	File Address	Bank 2	File Address	Bank 3
00h	Indirect addr.(*)	80h	Indirect addr.(*)	100h	Indirect addr.(*)	180h	Indirect addr.(*)
01h	TMR0	81h	OPTION_REG	101h	TMR0	181h	OPTION_REG
02h	PCL	82h	PCL	102h	PCL	182h	PCL
03h	STATUS	83h	STATUS	103h	STATUS	183h	STATUS
04h	FSR	84h	FSR	104h	FSR	184h	FSR
05h	PORTA	85h	TRISA	105h		185h	
06h	PORTB	86h	TRISB	106h	PORTB	186h	TRISB
07h	PORTC	87h	TRISC	107h		187h	
08h	PORTD(1)	88h	TRISD(1)	108h		188h	
09h	PORTE(1)	89h	TRISE(1)	109h		189h	
0Ah	PCLATH	8Ah	PCLATH	10Ah	PCLATH	18Ah	PCLATH
0Bh	INTCON	8Bh	INTCON	10Bh	INTCON	18Bh	INTCON
0Ch	PIR1	8Ch	PIE1	10Ch	EEDATA	18Ch	EECON1
0Dh	PIR2	8Dh	PIE2	10Dh	EEADR	18Dh	EECON2
0Eh	TMR1L	8Eh	PCON	10Eh	EEDATH	18Eh	Reserved(2)
0Fh	TMR1H	8Fh		10Fh	EEADRH	18Fh	Reserved(2)
10h	T1CON	90h		110h		190h	
11h	TMR2	91h	SSPCON2				
12h	T2CON	92h	PR2				
13h	SSPBUF	93h	SSPADD				
14h	SSPCON	94h	SSPSTAT				
15h	CCPR1L	95h					
16h	CCPR1H	96h					
17h	CCP1CON	97h					
18h	RCSTA	98h	TXSTA				
19h	TXREG	99h	SPBRG				
1Ah	RCREG	9Ah					
1Bh	CCPR2L	9Bh					
1Ch	CCPR2H	9Ch					
1Dh	CCP2CON	9Dh					
1Eh	ADRESH	9Eh	ADRESL				
1Fh	ADCON0	9Fh	ADCON1				
20h	General Purpose Register 96 Bytes	A0h	General Purpose Register 96 Bytes	120h	accesses 20h-7Fh	1A0h	accesses A0h - FFh
				16Fh		1EFh	
				170h		1F0h	
7Fh		FFh		17Fh		1FFh	

☐ Unimplemented data memory locations, read as '0'.
* Not a physical register.

Note 1: These registers are not implemented on the PIC16F873.
2: These registers are reserved, maintain these registers clear.

© 2001 Microchip Technology Inc.

2.2.2 SPECIAL FUNCTION REGISTERS

The Special Function Registers are registers used by the CPU and peripheral modules for controlling the desired operation of the device. These registers are implemented as static RAM. A list of these registers is given in Table 2-1.

The Special Function Registers can be classified into two sets: core (CPU) and peripheral. Those registers associated with the core functions are described in detail in this section. Those related to the operation of the peripheral features are described in detail in the peripheral features section.

TABLE 2-1: SPECIAL FUNCTION REGISTER SUMMARY

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Details on page:
Bank 0											
00h(3)	INDF	Addressing this location uses contents of FSR to address data memory (not a physical register)								0000 0000	27
01h	TMR0	Timer0 Module Register								xxxx xxxx	47
02h(3)	PCL	Program Counter (PC) Least Significant Byte								0000 0000	26
03h(3)	STATUS	IRP	RP1	RP0	$\overline{TO}$	$\overline{PD}$	Z	DC	C	0001 1xxx	18
04h(3)	FSR	Indirect Data Memory Address Pointer								xxxx xxxx	27
05h	PORTA	—	—	PORTA Data Latch when written: PORTA pins when read						--0x 0000	29
06h	PORTB	PORTB Data Latch when written: PORTB pins when read								xxxx xxxx	31
07h	PORTC	PORTC Data Latch when written: PORTC pins when read								xxxx xxxx	33
08h(4)	PORTD	PORTD Data Latch when written: PORTD pins when read								xxxx xxxx	35
09h(4)	PORTE	—	—	—	—	—	RE2	RE1	RE0	---- -xxx	36
0Ah(1,3)	PCLATH	—	—	—	Write Buffer for the upper 5 bits of the Program Counter					---0 0000	26
0Bh(3)	INTCON	GIE	PEIE	T0IE	INTE	RBIE	T0IF	INTF	RBIF	0000 000x	20
0Ch	PIR1	PSPIF(3)	ADIF	RCIF	TXIF	SSPIF	CCP1IF	TMR2IF	TMR1IF	0000 0000	22
0Dh	PIR2	—	(5)	—	EEIF	BCLIF	—	—	CCP2IF	-r-0 0--0	24
0Eh	TMR1L	Holding register for the Least Significant Byte of the 16-bit TMR1 Register								xxxx xxxx	52
0Fh	TMR1H	Holding register for the Most Significant Byte of the 16-bit TMR1 Register								xxxx xxxx	52
10h	T1CON	—	—	T1CKPS1	T1CKPS0	T1OSCEN	T1SYNC	TMR1CS	TMR1ON	--00 0000	51
11h	TMR2	Timer2 Module Register								0000 0000	55
12h	T2CON	—	TOUTPS3	TOUTPS2	TOUTPS1	TOUTPS0	TMR2ON	T2CKPS1	T2CKPS0	-000 0000	55
13h	SSPBUF	Synchronous Serial Port Receive Buffer/Transmit Register								xxxx xxxx	70, 73
14h	SSPCON	WCOL	SSPOV	SSPEN	CKP	SSPM3	SSPM2	SSPM1	SSPM0	0000 0000	67
15h	CCPR1L	Capture/Compare/PWM Register1 (LSB)								xxxx xxxx	57
16h	CCPR1H	Capture/Compare/PWM Register1 (MSB)								xxxx xxxx	57
17h	CCP1CON	—	—	CCP1X	CCP1Y	CCP1M3	CCP1M2	CCP1M1	CCP1M0	--00 0000	58
18h	RCSTA	SPEN	RX9	SREN	CREN	ADDEN	FERR	OERR	RX9D	0000 000x	96
19h	TXREG	USART Transmit Data Register								0000 0000	99
1Ah	RCREG	USART Receive Data Register								0000 0000	101
1Bh	CCPR2L	Capture/Compare/PWM Register2 (LSB)								xxxx xxxx	57
1Ch	CCPR2H	Capture/Compare/PWM Register2 (MSB)								xxxx xxxx	57
1Dh	CCP2CON	—	—	CCP2X	CCP2Y	CCP2M3	CCP2M2	CCP2M1	CCP2M0	--00 0000	58
1Eh	ADRESH	A/D Result Register High Byte								xxxx xxxx	116
1Fh	ADCON0	ADCS1	ADCS0	CHS2	CHS1	CHS0	$\overline{GO}$/DONE	—	ADON	0000 00-0	111

Legend: x = unknown, u = unchanged, q = value depends on condition, - = unimplemented, read as '0', r = reserved. Shaded locations are unimplemented, read as '0'.

Note 1: The upper byte of the program counter is not directly accessible. PCLATH is a holding register for the PC<12:8> whose contents are transferred to the upper byte of the program counter.

2: Bits PSPIE and PSPIF are reserved on PIC16F873/876 devices; always maintain these bits clear.

3: These registers can be addressed from any bank.

4: PORTD, PORTE, TRISD, and TRISE are not physically implemented on PIC16F873/876 devices; read as '0'.

5: PIR2<6> and PIE2<6> are reserved on these devices; always maintain these bits clear.

TABLE 2-1: SPECIAL FUNCTION REGISTER SUMMARY (CONTINUED)

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Details on page:
Bank 1											
80h(3)	INDF	Addressing this location uses contents of FSR to address data memory (not a physical register)								0000 0000	27
81h	OPTION_REG	$\overline{RBPU}$	INTEDG	T0CS	T0SE	PSA	PS2	PS1	PS0	1111 1111	19
82h(3)	PCL	Program Counter (PC) Least Significant Byte								0000 0000	26
83h(3)	STATUS	IRP	RP1	RP0	$\overline{TO}$	$\overline{PD}$	Z	DC	C	0001 1xxx	18
84h(3)	FSR	Indirect Data Memory Address Pointer								xxxx xxxx	27
85h	TRISA	—	—	PORTA Data Direction Register						--11 1111	29
86h	TRISB	PORTB Data Direction Register								1111 1111	31
87h	TRISC	PORTC Data Direction Register								1111 1111	33
88h(4)	TRISD	PORTD Data Direction Register								1111 1111	35
89h(4)	TRISE	IBF	OBF	IBOV	PSPMODE	—	PORTE Data Direction Bits			0000 -111	37
8Ah(1,3)	PCLATH	—	—	—	Write Buffer for the upper 5 bits of the Program Counter					---0 0000	26
8Bh(3)	INTCON	GIE	PEIE	T0IE	INTE	RBIE	T0IF	INTF	RBIF	0000 000x	20
8Ch	PIE1	PSPIE(2)	ADIE	RCIE	TXIE	SSPIE	CCP1IE	TMR2IE	TMR1IE	0000 0000	21
8Dh	PIE2	—	(5)	—	EEIE	BCLIE	—	—	CCP2IE	-r-0 0--0	23
8Eh	PCON	—	—	—	—	—	—	$\overline{POR}$	$\overline{BOR}$	---- --qq	25
8Fh	—	Unimplemented								—	—
90h	—	Unimplemented								—	—
91h	SSPCON2	GCEN	ACKSTAT	ACKDT	ACKEN	RCEN	PEN	RSEN	SEN	0000 0000	68
92h	PR2	Timer2 Period Register								1111 1111	55
93h	SSPADD	Synchronous Serial Port (I^2C mode) Address Register								0000 0000	73, 74
94h	SSPSTAT	SMP	CKE	$D/\overline{A}$	P	S	$R/\overline{W}$	UA	BF	0000 0000	66
95h	—	Unimplemented								—	—
96h	—	Unimplemented								—	—
97h	—	Unimplemented								—	—
98h	TXSTA	CSRC	TX9	TXEN	SYNC	—	BRGH	TRMT	TX9D	0000 -010	95
99h	SPBRG	Baud Rate Generator Register								0000 0000	97
9Ah	—	Unimplemented								—	—
9Bh	—	Unimplemented								—	—
9Ch	—	Unimplemented								—	—
9Dh	—	Unimplemented								—	—
9Eh	ADRESL	A/D Result Register Low Byte								xxxx xxxx	116
9Fh	ADCON1	ADFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0	0--- 0000	112

Legend: x = unknown, u = unchanged, q = value depends on condition, - = unimplemented, read as '0', r = reserved.
Shaded locations are unimplemented, read as '0'.

Note 1: The upper byte of the program counter is not directly accessible. PCLATH is a holding register for the PC<12:8> whose contents are transferred to the upper byte of the program counter.

2: Bits PSPIE and PSPIF are reserved on PIC16F873/876 devices; always maintain these bits clear.

3: These registers can be addressed from any bank.

4: PORTD, PORTE, TRISD, and TRISE are not physically implemented on PIC16F873/876 devices; read as '0'.

5: PIR2<6> and PIE2<6> are reserved on these devices; always maintain these bits clear.

© 2001 Microchip Technology Inc.

TABLE 2-1: SPECIAL FUNCTION REGISTER SUMMARY (CONTINUED)

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Details on page:
Bank 2											
100h(3)	INDF	Addressing this location uses contents of FSR to address data memory (not a physical register)								0000 0000	27
101h	TMR0	Timer0 Module Register								xxxx xxxx	47
102h(3)	PCL	Program Counter's (PC) Least Significant Byte								0000 0000	26
103h(3)	STATUS	IRP	RP1	RP0	$\overline{TO}$	$\overline{PD}$	Z	DC	C	0001 1xxx	18
104h(3)	FSR	Indirect Data Memory Address Pointer								xxxx xxxx	27
105h	—	Unimplemented								—	—
106h	PORTB	PORTB Data Latch when written: PORTB pins when read								xxxx xxxx	31
107h	—	Unimplemented								—	—
108h	—	Unimplemented								—	—
109h	—	Unimplemented								—	—
10Ah(1,3)	PCLATH	—	—	—	Write Buffer for the upper 5 bits of the Program Counter					---0 0000	26
10Bh(3)	INTCON	GIE	PEIE	T0IE	INTE	RBIE	T0IF	INTF	RBIF	0000 000x	20
10Ch	EEDATA	EEPROM Data Register Low Byte								xxxx xxxx	41
10Dh	EEADR	EEPROM Address Register Low Byte								xxxx xxxx	41
10Eh	EEDATH	—	—	EEPROM Data Register High Byte						xxxx xxxx	41
10Fh	EEADRH	—	—	—	EEPROM Address Register High Byte					xxxx xxxx	41
Bank 3											
180h(3)	INDF	Addressing this location uses contents of FSR to address data memory (not a physical register)								0000 0000	27
181h	OPTION_REG	RBPU	INTEDG	T0CS	T0SE	PSA	PS2	PS1	PS0	1111 1111	19
182h(3)	PCL	Program Counter (PC) Least Significant Byte								0000 0000	26
183h(3)	STATUS	IRP	RP1	RP0	$\overline{TO}$	$\overline{PD}$	Z	DC	C	0001 1xxx	18
184h(3)	FSR	Indirect Data Memory Address Pointer								xxxx xxxx	27
185h	—	Unimplemented								—	—
186h	TRISB	PORTB Data Direction Register								1111 1111	31
187h	—	Unimplemented								—	—
188h	—	Unimplemented								—	—
189h	—	Unimplemented								—	—
18Ah(1,3)	PCLATH	—	—	—	Write Buffer for the upper 5 bits of the Program Counter					---0 0000	26
18Bh(3)	INTCON	GIE	PEIE	T0IE	INTE	RBIE	T0IF	INTF	RBIF	0000 000x	20
18Ch	EECON1	EEPGD	—	—	—	WRERR	WREN	WR	RD	x--- x000	41, 42
18Dh	EECON2	EEPROM Control Register2 (not a physical register)								---- ----	41
18Eh	—	Reserved maintain clear								0000 0000	—
18Fh	—	Reserved maintain clear								0000 0000	—

Legend: x = unknown, u = unchanged, q = value depends on condition, - = unimplemented, read as '0', r = reserved. Shaded locations are unimplemented, read as '0'.

Note 1: The upper byte of the program counter is not directly accessible. PCLATH is a holding register for the PC<12:8> whose contents are transferred to the upper byte of the program counter.

2: Bits PSPIE and PSPIF are reserved on PIC16F873/876 devices; always maintain these bits clear.

3: These registers can be addressed from any bank.

4: PORTD, PORTE, TRISD, and TRISE are not physically implemented on PIC16F873/876 devices; read as '0'.

5: PIR2<6> and PIE2<6> are reserved on these devices; always maintain these bits clear.

2.2.2.1 STATUS Register

The STATUS register contains the arithmetic status of the ALU, the RESET status and the bank select bits for data memory.

The STATUS register can be the destination for any instruction, as with any other register. If the STATUS register is the destination for an instruction that affects the Z, DC or C bits, then the write to these three bits is disabled. These bits are set or cleared according to the device logic. Furthermore, the $\overline{TO}$ and $\overline{PD}$ bits are not writable, therefore, the result of an instruction with the STATUS register as destination may be different than intended.

For example, `CLRF STATUS` will clear the upper three bits and set the Z bit. This leaves the STATUS register as `000u uluu` (where `u` = unchanged).

It is recommended, therefore, that only `BCF`, `BSF`, `SWAPF` and `MOVWF` instructions are used to alter the STATUS register, because these instructions do not affect the Z, C or DC bits from the STATUS register. For other instructions not affecting any status bits, see the "Instruction Set Summary."

Note:	The C and DC bits operate as a $\overline{borrow}$ and digit $\overline{borrow}$ bit, respectively, in subtraction. See the `SUBLW` and `SUBWF` instructions for examples.

REGISTER 2-1: STATUS REGISTER (ADDRESS 03h, 83h, 103h, 183h)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R-1	R-1	R/W-x	R/W-x	R/W-x
IRP	RP1	RP0	$\overline{TO}$	$\overline{PD}$	Z	DC	C
bit 7							bit 0

bit 7 **IRP:** Register Bank Select bit (used for indirect addressing)
1 = Bank 2, 3 (100h - 1FFh)
0 = Bank 0, 1 (00h - FFh)

bit 6-5 **RP1:RP0**: Register Bank Select bits (used for direct addressing)
11 = Bank 3 (180h - 1FFh)
10 = Bank 2 (100h - 17Fh)
01 = Bank 1 (80h - FFh)
00 = Bank 0 (00h - 7Fh)
Each bank is 128 bytes

bit 4 $\overline{TO}$: Time-out bit
1 = After power-up, `CLRWDT` instruction, or `SLEEP` instruction
0 = A WDT time-out occurred

bit 3 $\overline{PD}$: Power-down bit
1 = After power-up or by the `CLRWDT` instruction
0 = By execution of the `SLEEP` instruction

bit 2 **Z**: Zero bit
1 = The result of an arithmetic or logic operation is zero
0 = The result of an arithmetic or logic operation is not zero

bit 1 **DC**: Digit carry/$\overline{borrow}$ bit (`ADDWF`, `ADDLW`, `SUBLW`, `SUBWF` instructions)
(for $\overline{borrow}$, the polarity is reversed)
1 = A carry-out from the 4th low order bit of the result occurred
0 = No carry-out from the 4th low order bit of the result

bit 0 **C**: Carry/$\overline{borrow}$ bit (`ADDWF`, `ADDLW`, `SUBLW`, `SUBWF` instructions)
1 = A carry-out from the Most Significant bit of the result occurred
0 = No carry-out from the Most Significant bit of the result occurred

Note: For $\overline{borrow}$, the polarity is reversed. A subtraction is executed by adding the two's complement of the second operand. For rotate (`RRF`, `RLF`) instructions, this bit is loaded with either the high, or low order bit of the source register.

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

© 2001 Microchip Technology Inc.

2.2.2.2 OPTION_REG Register

The OPTION_REG Register is a readable and writable register, which contains various control bits to configure the TMR0 prescaler/WDT postscaler (single assignable register known also as the prescaler), the External INT Interrupt, TMR0 and the weak pull-ups on PORTB.

Note:	To achieve a 1:1 prescaler assignment for the TMR0 register, assign the prescaler to the Watchdog Timer.

REGISTER 2-2: OPTION_REG REGISTER (ADDRESS 81h, 181h)

R/W-1	R/W-1	R/W-1	R/W-1	R/W-1	R/W-1	R/W-1	R/W-1
RBPU	INTEDG	T0CS	T0SE	PSA	PS2	PS1	PS0
bit 7							bit 0

bit 7 **$\overline{\text{RBPU}}$:** PORTB Pull-up Enable bit
1 = PORTB pull-ups are disabled
0 = PORTB pull-ups are enabled by individual port latch values

bit 6 **INTEDG**: Interrupt Edge Select bit
1 = Interrupt on rising edge of RB0/INT pin
0 = Interrupt on falling edge of RB0/INT pin

bit 5 **T0CS**: TMR0 Clock Source Select bit
1 = Transition on RA4/T0CKI pin
0 = Internal instruction cycle clock (CLKOUT)

bit 4 **T0SE**: TMR0 Source Edge Select bit
1 = Increment on high-to-low transition on RA4/T0CKI pin
0 = Increment on low-to-high transition on RA4/T0CKI pin

bit 3 **PSA**: Prescaler Assignment bit
1 = Prescaler is assigned to the WDT
0 = Prescaler is assigned to the Timer0 module

bit 2-0 **PS2:PS0**: Prescaler Rate Select bits

Bit Value	TMR0 Rate	WDT Rate
000	1 : 2	1 : 1
001	1 : 4	1 : 2
010	1 : 8	1 : 4
011	1 : 16	1 : 8
100	1 : 32	1 : 16
101	1 : 64	1 : 32
110	1 : 128	1 : 64
111	1 : 256	1 : 128

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

Note: When using low voltage ICSP programming (LVP) and the pull-ups on PORTB are enabled, bit 3 in the TRISB register must be cleared to disable the pull-up on RB3 and ensure the proper operation of the device

2.2.2.3 INTCON Register

The INTCON Register is a readable and writable register, which contains various enable and flag bits for the TMR0 register overflow, RB Port change and External RB0/INT pin interrupts.

Note:	Interrupt flag bits are set when an interrupt condition occurs, regardless of the state of its corresponding enable bit or the global enable bit, GIE (INTCON<7>). User software should ensure the appropriate interrupt flag bits are clear prior to enabling an interrupt.

REGISTER 2-3: INTCON REGISTER (ADDRESS 0Bh, 8Bh, 10Bh, 18Bh)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-x
GIE	PEIE	T0IE	INTE	RBIE	T0IF	INTF	RBIF
bit 7							bit 0

bit 7 **GIE:** Global Interrupt Enable bit
1 = Enables all unmasked interrupts
0 = Disables all interrupts

bit 6 **PEIE:** Peripheral Interrupt Enable bit
1 = Enables all unmasked peripheral interrupts
0 = Disables all peripheral interrupts

bit 5 **T0IE:** TMR0 Overflow Interrupt Enable bit
1 = Enables the TMR0 interrupt
0 = Disables the TMR0 interrupt

bit 4 **INTE:** RB0/INT External Interrupt Enable bit
1 = Enables the RB0/INT external interrupt
0 = Disables the RB0/INT external interrupt

bit 3 **RBIE:** RB Port Change Interrupt Enable bit
1 = Enables the RB port change interrupt
0 = Disables the RB port change interrupt

bit 2 **T0IF:** TMR0 Overflow Interrupt Flag bit
1 = TMR0 register has overflowed (must be cleared in software)
0 = TMR0 register did not overflow

bit 1 **INTF:** RB0/INT External Interrupt Flag bit
1 = The RB0/INT external interrupt occurred (must be cleared in software)
0 = The RB0/INT external interrupt did not occur

bit 0 **RBIF:** RB Port Change Interrupt Flag bit
1 = At least one of the RB7:RB4 pins changed state; a mismatch condition will continue to set the bit. Reading PORTB will end the mismatch condition and allow the bit to be cleared (must be cleared in software).
0 = None of the RB7:RB4 pins have changed state

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

© 2001 Microchip Technology Inc.

2.2.2.4 PIE1 Register

The PIE1 register contains the individual enable bits for the peripheral interrupts.

Note:	Bit PEIE (INTCON<6>) must be set to enable any peripheral interrupt.

REGISTER 2-4: PIE1 REGISTER (ADDRESS 8Ch)

R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
PSPIE(1)	ADIE	RCIE	TXIE	SSPIE	CCP1IE	TMR2IE	TMR1IE
bit 7							bit 0

bit 7 **PSPIE(1):** Parallel Slave Port Read/Write Interrupt Enable bit
1 = Enables the PSP read/write interrupt
0 = Disables the PSP read/write interrupt

bit 6 **ADIE:** A/D Converter Interrupt Enable bit
1 = Enables the A/D converter interrupt
0 = Disables the A/D converter interrupt

bit 5 **RCIE:** USART Receive Interrupt Enable bit
1 = Enables the USART receive interrupt
0 = Disables the USART receive interrupt

bit 4 **TXIE:** USART Transmit Interrupt Enable bit
1 = Enables the USART transmit interrupt
0 = Disables the USART transmit interrupt

bit 3 **SSPIE:** Synchronous Serial Port Interrupt Enable bit
1 = Enables the SSP interrupt
0 = Disables the SSP interrupt

bit 2 **CCP1IE:** CCP1 Interrupt Enable bit
1 = Enables the CCP1 interrupt
0 = Disables the CCP1 interrupt

bit 1 **TMR2IE:** TMR2 to PR2 Match Interrupt Enable bit
1 = Enables the TMR2 to PR2 match interrupt
0 = Disables the TMR2 to PR2 match interrupt

bit 0 **TMR1IE:** TMR1 Overflow Interrupt Enable bit
1 = Enables the TMR1 overflow interrupt
0 = Disables the TMR1 overflow interrupt

Note 1: PSPIE is reserved on PIC16F873/876 devices; always maintain this bit clear.

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

2.2.2.5 PIR1 Register

The PIR1 register contains the individual flag bits for the peripheral interrupts.

Note:	Interrupt flag bits are set when an interrupt condition occurs, regardless of the state of its corresponding enable bit or the global enable bit, GIE (INTCON<7>). User software should ensure the appropriate interrupt bits are clear prior to enabling an interrupt.

REGISTER 2-5: PIR1 REGISTER (ADDRESS 0Ch)

R/W-0	R/W-0	R-0	R-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0	R/W-0
PSPIF(1)	ADIF	RCIF	TXIF	SSPIF	CCP1IF	TMR2IF	TMR1IF
bit 7							bit 0

bit 7 **PSPIF(1):** Parallel Slave Port Read/Write Interrupt Flag bit
1 = A read or a write operation has taken place (must be cleared in software)
0 = No read or write has occurred

bit 6 **ADIF**: A/D Converter Interrupt Flag bit
1 = An A/D conversion completed
0 = The A/D conversion is not complete

bit 5 **RCIF**: USART Receive Interrupt Flag bit
1 = The USART receive buffer is full
0 = The USART receive buffer is empty

bit 4 **TXIF**: USART Transmit Interrupt Flag bit
1 = The USART transmit buffer is empty
0 = The USART transmit buffer is full

bit 3 **SSPIF**: Synchronous Serial Port (SSP) Interrupt Flag
1 = The SSP interrupt condition has occurred, and must be cleared in software before returning from the Interrupt Service Routine. The conditions that will set this bit are:
- SPI
  - A transmission/reception has taken place.
- I^2C Slave
  - A transmission/reception has taken place.
- I^2C Master
  - A transmission/reception has taken place.
  - The initiated START condition was completed by the SSP module.
  - The initiated STOP condition was completed by the SSP module.
  - The initiated Restart condition was completed by the SSP module.
  - The initiated Acknowledge condition was completed by the SSP module.
  - A START condition occurred while the SSP module was idle (Multi-Master system).
  - A STOP condition occurred while the SSP module was idle (Multi-Master system).

0 = No SSP interrupt condition has occurred.

bit 2 **CCP1IF**: CCP1 Interrupt Flag bit
Capture mode:
1 = A TMR1 register capture occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR1 register capture occurred
Compare mode:
1 = A TMR1 register compare match occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR1 register compare match occurred
PWM mode:
Unused in this mode

bit 1 **TMR2IF**: TMR2 to PR2 Match Interrupt Flag bit
1 = TMR2 to PR2 match occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR2 to PR2 match occurred

bit 0 **TMR1IF**: TMR1 Overflow Interrupt Flag bit
1 = TMR1 register overflowed (must be cleared in software)
0 = TMR1 register did not overflow

Note 1: PSPIF is reserved on PIC16F873/876 devices; always maintain this bit clear.

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

© 2001 Microchip Technology Inc.

2.2.2.6 PIE2 Register

The PIE2 register contains the individual enable bits for the CCP2 peripheral interrupt, the SSP bus collision interrupt, and the EEPROM write operation interrupt.

REGISTER 2-6: PIE2 REGISTER (ADDRESS 8Dh)

U-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	U-0	U-0	R/W-0
—	Reserved	—	EEIE	BCLIE	—	—	CCP2IE
bit 7							bit 0

bit 7 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 6 **Reserved**: Always maintain this bit clear

bit 5 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 4 **EEIE**: EEPROM Write Operation Interrupt Enable
1 = Enable EE Write Interrupt
0 = Disable EE Write Interrupt

bit 3 **BCLIE**: Bus Collision Interrupt Enable
1 = Enable Bus Collision Interrupt
0 = Disable Bus Collision Interrupt

bit 2-1 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 0 **CCP2IE**: CCP2 Interrupt Enable bit
1 = Enables the CCP2 interrupt
0 = Disables the CCP2 interrupt

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

2.2.2.7 PIR2 Register

The PIR2 register contains the flag bits for the CCP2 interrupt, the SSP bus collision interrupt and the EEPROM write operation interrupt.

Note:	Interrupt flag bits are set when an interrupt condition occurs, regardless of the state of its corresponding enable bit or the global enable bit, GIE (INTCON<7>). User software should ensure the appropriate interrupt flag bits are clear prior to enabling an interrupt.

REGISTER 2-7: PIR2 REGISTER (ADDRESS 0Dh)

U-0	R/W-0	U-0	R/W-0	R/W-0	U-0	U-0	R/W-0
—	Reserved	—	EEIF	BCLIF	—	—	CCP2IF
bit 7							bit 0

bit 7 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 6 **Reserved**: Always maintain this bit clear

bit 5 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 4 **EEIF**: EEPROM Write Operation Interrupt Flag bit
1 = The write operation completed (must be cleared in software)
0 = The write operation is not complete or has not been started

bit 3 **BCLIF**: Bus Collision Interrupt Flag bit
1 = A bus collision has occurred in the SSP, when configured for I2C Master mode
0 = No bus collision has occurred

bit 2-1 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 0 **CCP2IF**: CCP2 Interrupt Flag bit
Capture mode:
1 = A TMR1 register capture occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR1 register capture occurred
Compare mode:
1 = A TMR1 register compare match occurred (must be cleared in software)
0 = No TMR1 register compare match occurred
PWM mode:
Unused

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

© 2001 Microchip Technology Inc.

2.2.2.8 PCON Register

The Power Control (PCON) Register contains flag bits to allow differentiation between a Power-on Reset (POR), a Brown-out Reset (BOR), a Watchdog Reset (WDT), and an external MCLR Reset.

Note:	$\overline{BOR}$ is unknown on POR. It must be set by the user and checked on subsequent RESETS to see if BOR is clear, indicating a brown-out has occurred. The BOR status bit is a "don't care" and is not predictable if the brown-out circuit is disabled (by clearing the BODEN bit in the configuration word).

REGISTER 2-8: PCON REGISTER (ADDRESS 8Eh)

U-0	U-0	U-0	U-0	U-0	U-0	R/W-0	R/W-1
—	—	—	—	—	—	$\overline{POR}$	$\overline{BOR}$
bit 7							bit 0

bit 7-2 **Unimplemented:** Read as '0'

bit 1 **$\overline{POR}$**: Power-on Reset Status bit
1 = No Power-on Reset occurred
0 = A Power-on Reset occurred (must be set in software after a Power-on Reset occurs)

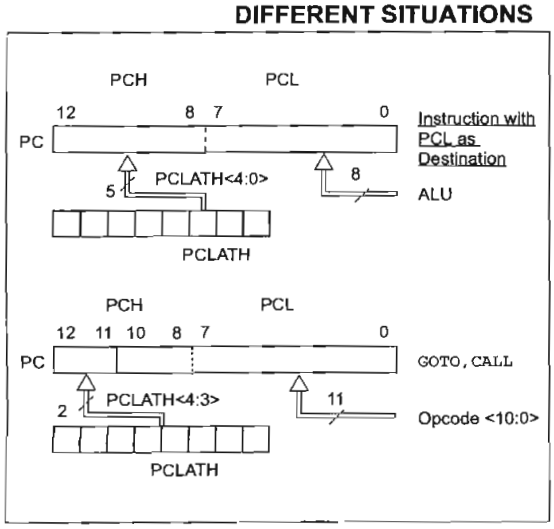
bit 0 **$\overline{BOR}$**: Brown-out Reset Status bit
1 = No Brown-out Reset occurred
0 = A Brown-out Reset occurred (must be set in software after a Brown-out Reset occurs)

Legend:			
R = Readable bit	W = Writable bit	U = Unimplemented bit, read as '0'	
- n = Value at POR	'1' = Bit is set	'0' = Bit is cleared	x = Bit is unknown

2.3 PCL and PCLATH

The program counter (PC) is 13-bits wide. The low byte comes from the PCL register, which is a readable and writable register. The upper bits (PC<12:8>) are not readable, but are indirectly writable through the PCLATH register. On any RESET, the upper bits of the PC will be cleared. Figure 2-5 shows the two situations for the loading of the PC. The upper example in the figure shows how the PC is loaded on a write to PCL (PCLATH<4:0> → PCH). The lower example in the figure shows how the PC is loaded during a CALL or GOTO instruction (PCLATH<4:3> → PCH).

FIGURE 2-5: LOADING OF PC IN DIFFERENT SITUATIONS



2.3.1 COMPUTED GOTO

A computed GOTO is accomplished by adding an offset to the program counter (ADDWF PCL). When doing a table read using a computed GOTO method, care should be exercised if the table location crosses a PCL memory boundary (each 256 byte block). Refer to the application note, *"Implementing a Table Read"* (AN556).

2.3.2 STACK

The PIC16F87X family has an 8-level deep x 13-bit wide hardware stack. The stack space is not part of either program or data space and the stack pointer is not readable or writable. The PC is PUSHed onto the stack when a CALL instruction is executed, or an interrupt causes a branch. The stack is POPed in the event of a RETURN, RETLW or a RETFIE instruction execution. PCLATH is not affected by a PUSH or POP operation.

The stack operates as a circular buffer. This means that after the stack has been PUSHed eight times, the ninth push overwrites the value that was stored from the first push. The tenth push overwrites the second push (and so on).

Note 1: There are no status bits to indicate stack overflow or stack underflow conditions.

2: There are no instructions/mnemonics called PUSH or POP. These are actions that occur from the execution of the CALL, RETURN, RETLW and RETFIE instructions, or the vectoring to an interrupt address.

2.4 Program Memory Paging

All PIC16F87X devices are capable of addressing a continuous 8K word block of program memory. The CALL and GOTO instructions provide only 11 bits of address to allow branching within any 2K program memory page. When doing a CALL or GOTO instruction, the upper 2 bits of the address are provided by PCLATH<4:3>. When doing a CALL or GOTO instruction, the user must ensure that the page select bits are programmed so that the desired program memory page is addressed. If a return from a CALL instruction (or interrupt) is executed, the entire 13-bit PC is popped off the stack. Therefore, manipulation of the PCLATH<4:3> bits is not required for the return instructions (which POPs the address from the stack).

Note: The contents of the PCLATH register are unchanged after a RETURN or RETFIE instruction is executed. The user must rewrite the contents of the PCLATH register for any subsequent subroutine calls or GOTO instructions.

Example 2-1 shows the calling of a subroutine in page 1 of the program memory. This example assumes that PCLATH is saved and restored by the Interrupt Service Routine (if interrupts are used).

EXAMPLE 2-1: CALL OF A SUBROUTINE IN PAGE 1 FROM PAGE 0

```
        ORG 0x500
        BCF PCLATH,4
        BSF PCLATH,3    ;Select page 1
                        ;(800h-FFFh)
        CALL SUB1_P1    ;Call subroutine in
        :               ;page 1 (800h-FFFh)
        :
        ORG 0x900       ;page 1 (800h-FFFh)
SUB1_P1
        :               ;called subroutine
                        ;page 1 (800h-FFFh)
        :
        RETURN          ;return to
                        ;Call subroutine
                        ;in page 0
                        ;(000h-7FFh)
```


© 2001 Microchip Technology Inc.

2.5 Indirect Addressing, INDF and FSR Registers

The INDF register is not a physical register. Addressing the INDF register will cause indirect addressing.

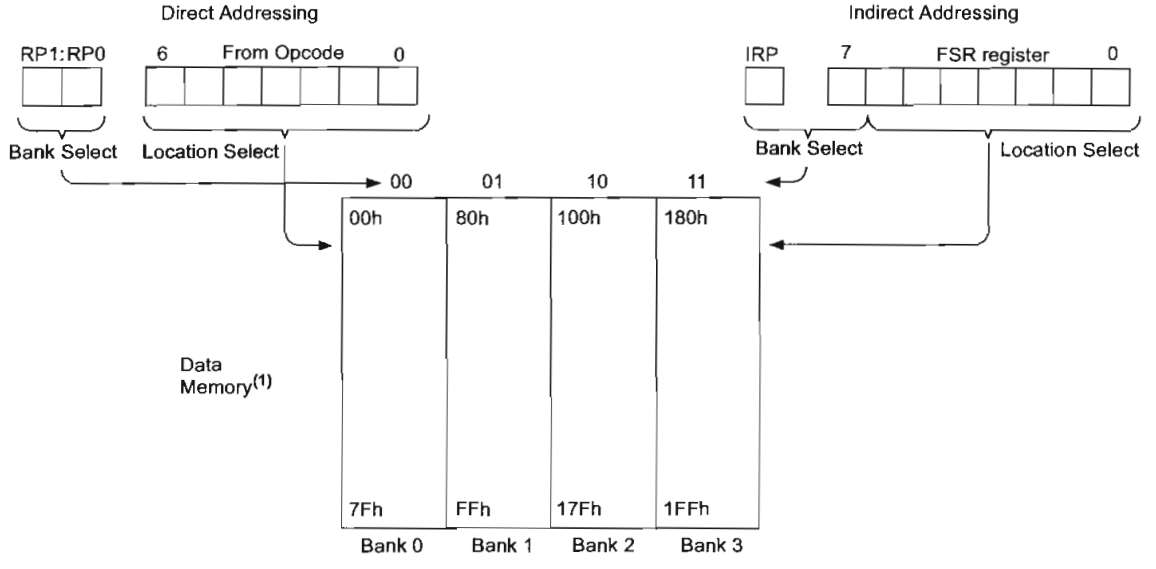
Indirect addressing is possible by using the INDF register. Any instruction using the INDF register actually accesses the register pointed to by the File Select Register, FSR. Reading the INDF register itself, indirectly (FSR = '0') will read 00h. Writing to the INDF register indirectly results in a no operation (although status bits may be affected). An effective 9-bit address is obtained by concatenating the 8-bit FSR register and the IRP bit (STATUS<7>), as shown in Figure 2-6.

A simple program to clear RAM locations 20h-2Fh using indirect addressing is shown in Example 2-2.

EXAMPLE 2-2: INDIRECT ADDRESSING

```
        MOVLW  0x20     ;initialize pointer
        MOVWF  FSR      ;to RAM
NEXT    CLRF   INDF     ;clear INDF register
        INCF   FSR,F    ;inc pointer
        BTFSS  FSR,4    ;all done?
        GOTO   NEXT     ;no clear next
CONTINUE
        :               ;yes continue
```

FIGURE 2-6: DIRECT/INDIRECT ADDRESSING



Note 1: For register file map detail, see Figure 2-3.

3.0 I/O PORTS

Some pins for these I/O ports are multiplexed with an alternate function for the peripheral features on the device. In general, when a peripheral is enabled, that pin may not be used as a general purpose I/O pin.

Additional information on I/O ports may be found in the PICmicro™ Mid-Range Reference Manual, (DS33023).

3.1 PORTA and the TRISA Register

PORTA is a 6-bit wide, bi-directional port. The corresponding data direction register is TRISA. Setting a TRISA bit (= 1) will make the corresponding PORTA pin an input (i.e., put the corresponding output driver in a Hi-Impedance mode). Clearing a TRISA bit (= 0) will make the corresponding PORTA pin an output (i.e., put the contents of the output latch on the selected pin).

Reading the PORTA register reads the status of the pins, whereas writing to it will write to the port latch. All write operations are read-modify-write operations. Therefore, a write to a port implies that the port pins are read, the value is modified and then written to the port data latch.

Pin RA4 is multiplexed with the Timer0 module clock input to become the RA4/T0CKI pin. The RA4/T0CKI pin is a Schmitt Trigger input and an open drain output. All other PORTA pins have TTL input levels and full CMOS output drivers.

Other PORTA pins are multiplexed with analog inputs *and analog* VREF input. The operation of each pin is selected by clearing/setting the control bits in the ADCON1 register (A/D Control Register1).

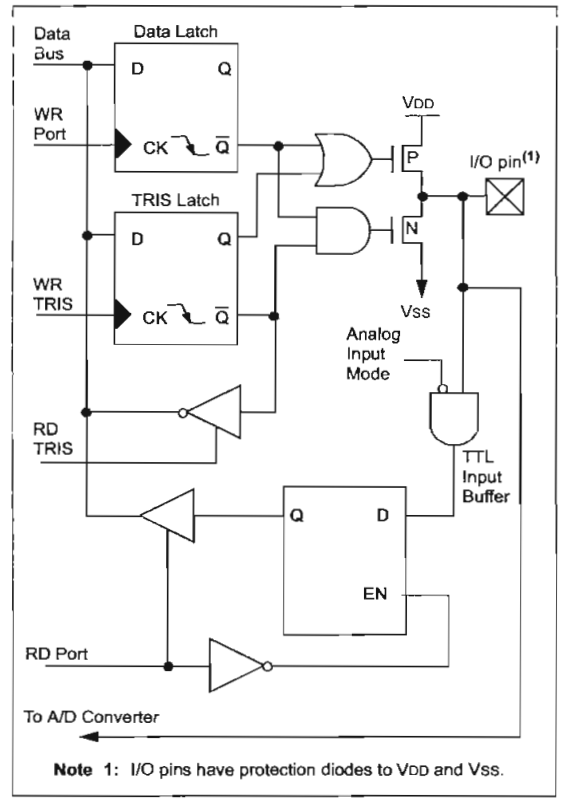
Note:	On a Power-on Reset, these pins are configured as analog inputs and read as '0'.

The TRISA register controls the direction of the RA pins, even when they are being used as analog inputs. The user must ensure the bits in the TRISA register are maintained set when using them as analog inputs.

EXAMPLE 3-1: INITIALIZING PORTA

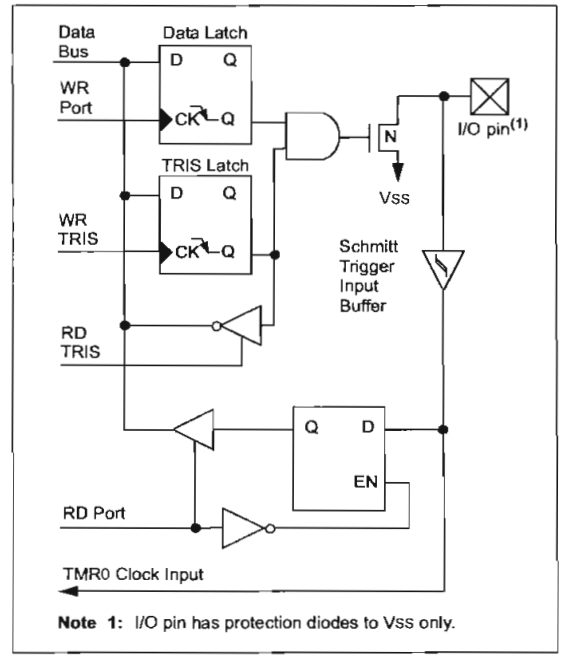
```
BCF     STATUS, RP0   ;
BCF     STATUS, RP1   ; Bank0
CLRF    PORTA         ; Initialize PORTA by
                      ; clearing output
                      ; data latches
BSF     STATUS, RP0   ; Select Bank 1
MOVLW   0x06          ; Configure all pins
MOVWF   ADCON1        ; as digital inputs
MOVLW   0xCF          ; Value used to
                      ; initialize data
                      ; direction
MOVWF   TRISA         ; Set RA<3:0> as inputs
                      ; RA<5:4> as outputs
                      ; TRISA<7:6>are always
                      ; read as '0'.
```

FIGURE 3-1: BLOCK DIAGRAM OF RA3:RA0 AND RA5 PINS



Note 1: I/O pins have protection diodes to VDD and VSS.

FIGURE 3-2: BLOCK DIAGRAM OF RA4/T0CKI PIN



Note 1: I/O pin has protection diodes to VSS only.

TABLE 3-1: PORTA FUNCTIONS

Name	Bit#	Buffer	Function
RA0/AN0	bit0	TTL	Input/output or analog input.
RA1/AN1	bit1	TTL	Input/output or analog input.
RA2/AN2	bit2	TTL	Input/output or analog input.
RA3/AN3/VREF	bit3	TTL	Input/output or analog input or VREF.
RA4/T0CKI	bit4	ST	Input/output or external clock input for Timer0. Output is open drain type.
RA5/$\overline{SS}$/AN4	bit5	TTL	Input/output or slave select input for synchronous serial port or analog input.

Legend: TTL = TTL input, ST = Schmitt Trigger input

TABLE 3-2: SUMMARY OF REGISTERS ASSOCIATED WITH PORTA

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Value on all other RESETS
05h	PORTA	—	—	RA5	RA4	RA3	RA2	RA1	RA0	--0x 0000	--0u 0000
85h	TRISA	—	—	PORTA Data Direction Register						--11 1111	--11 1111
9Fh	ADCON1	ADFM	—	—	—	PCFG3	PCFG2	PCFG1	PCFG0	--0- 0000	--0- 0000

Legend: x = unknown, u = unchanged, - = unimplemented locations read as '0'.
Shaded cells are not used by PORTA.

Note:	When using the SSP module in SPI Slave mode and $\overline{SS}$ enabled, the A/D converter must be set to one of the following modes, where PCFG3:PCFG0 = 0100, 0101, 011x, 1101, 1110, 1111.

© 2001 Microchip Technology Inc.

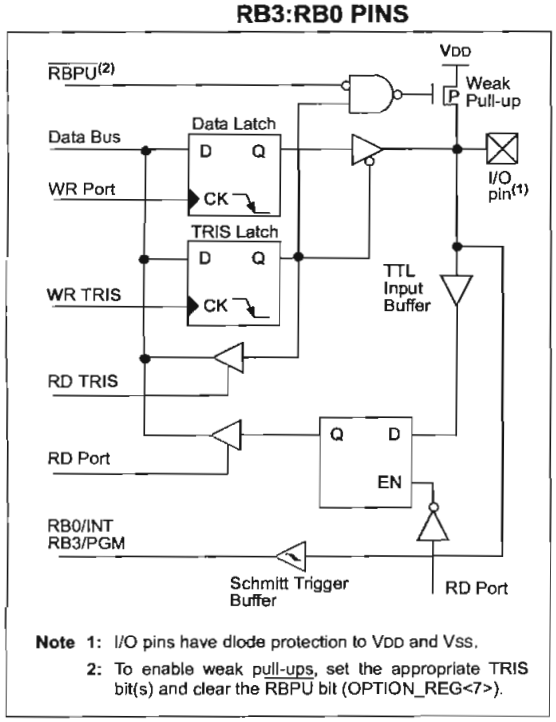
3.2 PORTB and the TRISB Register

PORTB is an 8-bit wide, bi-directional port. The corresponding data direction register is TRISB. Setting a TRISB bit (= 1) will make the corresponding PORTB pin an input (i.e., put the corresponding output driver in a Hi-Impedance mode). Clearing a TRISB bit (= 0) will make the corresponding PORTB pin an output (i.e., put the contents of the output latch on the selected pin).

Three pins of PORTB are multiplexed with the Low Voltage Programming function: RB3/PGM, RB6/PGC and RB7/PGD. The alternate functions of these pins are described in the Special Features Section.

Each of the PORTB pins has a weak internal pull-up. A single control bit can turn on all the pull-ups. This is performed by clearing bit $\overline{\text{RBPU}}$ (OPTION_REG<7>). The weak pull-up is automatically turned off when the port pin is configured as an output. The pull-ups are disabled on a Power-on Reset.

FIGURE 3-3: BLOCK DIAGRAM OF RB3:RB0 PINS



Note 1: I/O pins have diode protection to VDD and VSS.

2: To enable weak pull-ups, set the appropriate TRIS bit(s) and clear the RBPU bit (OPTION_REG<7>).

Four of the PORTB pins, RB7:RB4, have an interrupt-on-change feature. Only pins configured as inputs can cause this interrupt to occur (i.e., any RB7:RB4 pin configured as an output is excluded from the interrupt-on-change comparison). The input pins (of RB7:RB4) are compared with the old value latched on the last read of PORTB. The "mismatch" outputs of RB7:RB4 are OR'ed together to generate the RB Port Change Interrupt with flag bit RBIF (INTCON<0>).

This interrupt can wake the device from SLEEP. The user, in the Interrupt Service Routine, can clear the interrupt in the following manner:

a) Any read or write of PORTB. This will end the mismatch condition.

b) Clear flag bit RBIF.

A mismatch condition will continue to set flag bit RBIF. Reading PORTB will end the mismatch condition and allow flag bit RBIF to be cleared.

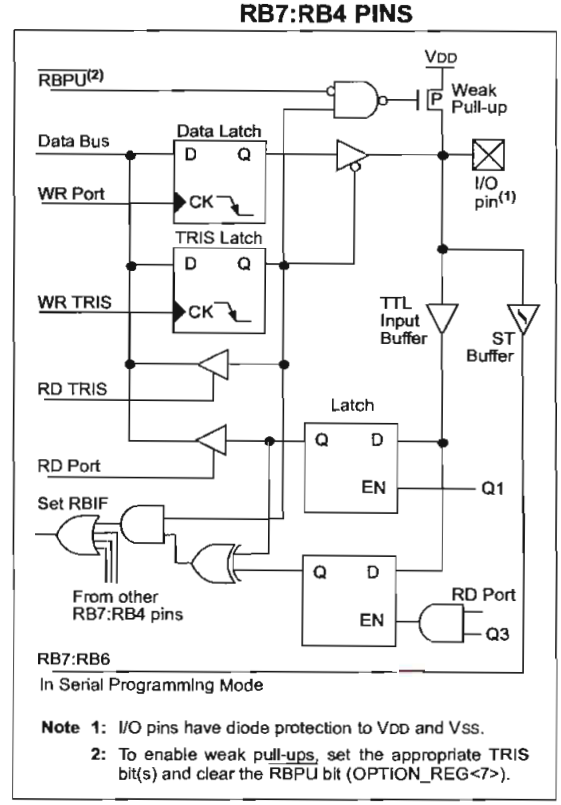
The interrupt-on-change feature is recommended for wake-up on key depression operation and operations where PORTB is only used for the interrupt-on-change feature. Polling of PORTB is not recommended while using the interrupt-on-change feature.

This interrupt-on-mismatch feature, together with software configureable pull-ups on these four pins, allow easy interface to a keypad and make it possible for wake-up on key depression. Refer to the Embedded Control Handbook, *"Implementing Wake-up on Key Strokes"* (AN552).

RB0/INT is an external interrupt input pin and is configured using the INTEDG bit (OPTION_REG<6>).

RB0/INT is discussed in detail in Section 12.10.1.

FIGURE 3-4: BLOCK DIAGRAM OF RB7:RB4 PINS



Note 1: I/O pins have diode protection to VDD and VSS.

2: To enable weak pull-ups, set the appropriate TRIS bit(s) and clear the RBPU bit (OPTION_REG<7>).

TABLE 3-3: PORTB FUNCTIONS

Name	Bit#	Buffer	Function
RB0/INT	bit0	TTL/ST(1)	Input/output pin or external interrupt input. Internal software programmable weak pull-up.
RB1	bit1	TTL	Input/output pin. Internal software programmable weak pull-up.
RB2	bit2	TTL	Input/output pin. Internal software programmable weak pull-up.
RB3/PGM(3)	bit3	TTL	Input/output pin or programming pin in LVP mode. Internal software programmable weak pull-up.
RB4	bit4	TTL	Input/output pin (with interrupt-on-change). Internal software programmable weak pull-up.
RB5	bit5	TTL	Input/output pin (with interrupt-on-change). Internal software programmable weak pull-up.
RB6/PGC	bit6	TTL/ST(2)	Input/output pin (with interrupt-on-change) or In-Circuit Debugger pin. Internal software programmable weak pull-up. Serial programming clock.
RB7/PGD	bit7	TTL/ST(2)	Input/output pin (with interrupt-on-change) or In-Circuit Debugger pin. Internal software programmable weak pull-up. Serial programming data.

Legend: TTL = TTL input, ST = Schmitt Trigger input

Note 1: This buffer is a Schmitt Trigger input when configured as the external interrupt.

2: This buffer is a Schmitt Trigger input when used in Serial Programming mode.

3: Low Voltage ICSP Programming (LVP) is enabled by default, which disables the RB3 I/O function. LVP must be disabled to enable RB3 as an I/O pin and allow maximum compatibility to the other 28-pin and 40-pin mid-range devices.

TABLE 3-4: SUMMARY OF REGISTERS ASSOCIATED WITH PORTB

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Value on all other RESETS
06h, 106h	PORTB	RB7	RB6	RB5	RB4	RB3	RB2	RB1	RB0	xxxx xxxx	uuuu uuuu
86h, 186h	TRISB	PORTB Data Direction Register								1111 1111	1111 1111
81h, 181h	OPTION_REG	RBPU	INTEDG	T0CS	T0SE	PSA	PS2	PS1	PS0	1111 1111	1111 1111

Legend: x = unknown, u = unchanged. Shaded cells are not used by PORTB.

© 2001 Microchip Technology Inc.

3.3 PORTC and the TRISC Register

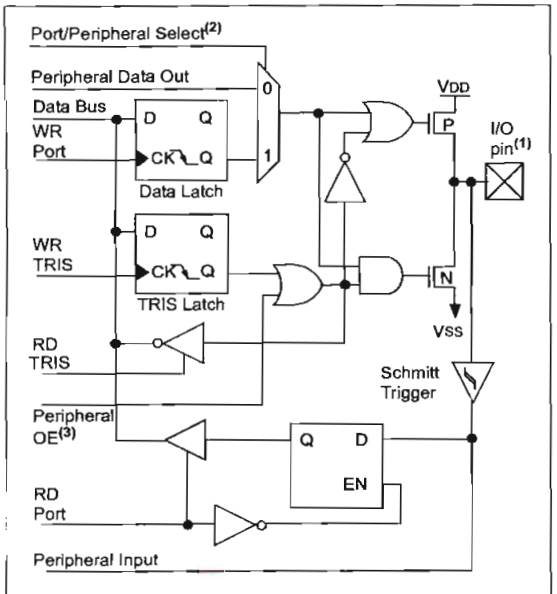
PORTC is an 8-bit wide, bi-directional port. The corresponding data direction register is TRISC. Setting a TRISC bit (= 1) will make the corresponding PORTC pin an input (i.e., put the corresponding output driver in a Hi-Impedance mode). Clearing a TRISC bit (= 0) will make the corresponding PORTC pin an output (i.e., put the contents of the output latch on the selected pin).

PORTC is multiplexed with several peripheral functions (Table 3-5). PORTC pins have Schmitt Trigger input buffers.

When the I^2C module is enabled, the PORTC<4:3> pins can be configured with normal I^2C levels, or with SMBus levels by using the CKE bit (SSPSTAT<6>).

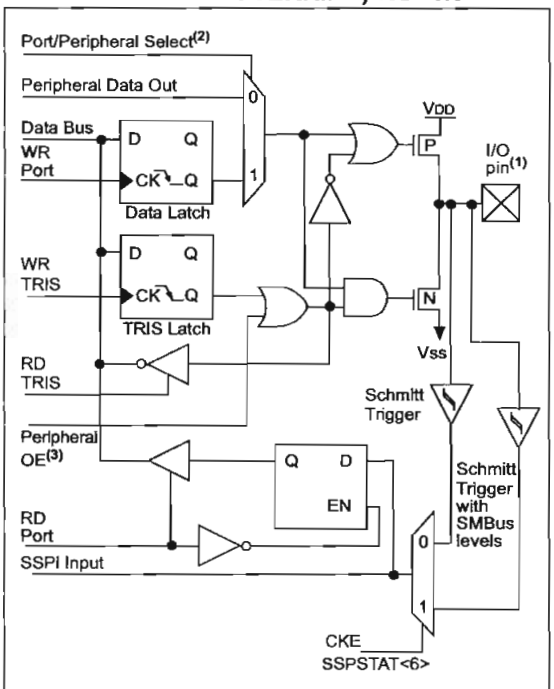
When enabling peripheral functions, care should be taken in defining TRIS bits for each PORTC pin. Some peripherals override the TRIS bit to make a pin an output, while other peripherals override the TRIS bit to make a pin an input. Since the TRIS bit override is in effect while the peripheral is enabled, read-modify-write instructions (`BSF`, `BCF`, `XORWF`) with TRISC as destination, should be avoided. The user should refer to the corresponding peripheral section for the correct TRIS bit settings.

FIGURE 3-5: PORTC BLOCK DIAGRAM (PERIPHERAL OUTPUT OVERRIDE) RC<2:0>, RC<7:5>



Note 1: I/O pins have diode protection to VDD and VSS.
2: Port/Peripheral select signal selects between port data and peripheral output.
3: Peripheral OE (output enable) is only activated if peripheral select is active.

FIGURE 3-6: PORTC BLOCK DIAGRAM (PERIPHERAL OUTPUT OVERRIDE) RC<4:3>



Note 1: I/O pins have diode protection to VDD and VSS.
2: Port/Peripheral select signal selects between port data and peripheral output.
3: Peripheral OE (output enable) is only activated if peripheral select is active.

TABLE 3-5: PORTC FUNCTIONS

Name	Bit#	Buffer Type	Function
RC0/T1OSO/T1CKI	bit0	ST	Input/output port pin or Timer1 oscillator output/Timer1 clock input.
RC1/T1OSI/CCP2	bit1	ST	Input/output port pin or Timer1 oscillator input or Capture2 input/ Compare2 output/PWM2 output.
RC2/CCP1	bit2	ST	Input/output port pin or Capture1 input/Compare1 output/ PWM1 output.
RC3/SCK/SCL	bit3	ST	RC3 can also be the synchronous serial clock for both SPI and I^2C modes.
RC4/SDI/SDA	bit4	ST	RC4 can also be the SPI Data In (SPI mode) or data I/O (I^2C mode).
RC5/SDO	bit5	ST	Input/output port pin or Synchronous Serial Port data output.
RC6/TX/CK	bit6	ST	Input/output port pin or USART Asynchronous Transmit or Synchronous Clock.
RC7/RX/DT	bit7	ST	Input/output port pin or USART Asynchronous Receive or Synchronous Data.

Legend: ST = Schmitt Trigger input

TABLE 3-6: SUMMARY OF REGISTERS ASSOCIATED WITH PORTC

Address	Name	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0	Value on: POR, BOR	Value on all other RESETS
07h	PORTC	RC7	RC6	RC5	RC4	RC3	RC2	RC1	RC0	xxxx xxxx	uuuu uuuu
87h	TRISC	PORTC Data Direction Register								1111 1111	1111 1111

Legend: x = unknown, u = unchanged

© 2001 Microchip Technology Inc.

ANEXO C

FOTOS DE OXIMETROS COMERCIALES